

FACULTE MIXTE DE MEDECINE ET DE PHARMACIE DE ROUEN

Année 2012

N°

**THESE POUR LE DIPLOME D'ETAT DE DOCTEUR EN MEDECINE**

**ANALYSE DE SATISFACTION ET DES PERFORMANCES  
VISUELLES APRES CORRECTION DE LA PRESBYTIE PAR  
IMPLANT INTRACORNEEN KAMRA®**

Présentée et soutenue publiquement le 24 octobre 2012

Par

**Mathieu SABATIER**

Né le 19 septembre 1982 à Montpellier

PRESIDENT DU JURY :

Monsieur le Professeur Marc Muraine

DIRECTEUR DE THESE :

Monsieur le Docteur Damien Gatinel

MEMBRES DU JURY :

Madame le Professeur Solange Milazzo

Monsieur le Professeur Bruno Bachy



FACULTE MIXTE DE MEDECINE ET DE PHARMACIE DE ROUEN

Année 2012

N°

**THESE POUR LE DIPLOME D'ETAT DE DOCTEUR EN MEDECINE**

**ANALYSE DE SATISFACTION ET DES PERFORMANCES  
VISUELLES APRES CORRECTION DE LA PRESBYTIE PAR  
IMPLANT INTRACORNEEN KAMRA®**

Présentée et soutenue publiquement le 24 octobre 2012

Par

**Mathieu SABATIER**

Né le 19 septembre 1982 à Montpellier

PRESIDENT DU JURY :

Monsieur le Professeur Marc Muraine

DIRECTEUR DE THESE :

Monsieur le Docteur Damien Gatinel

MEMBRES DU JURY :

Madame le Professeur Solange Milazzo

Monsieur le Professeur Bruno Bachy

ANNEE UNIVERSITAIRE 2011 - 2012  
U.F.R. DE MEDECINE-PHARMACIE DE ROUEN

-----

DOYEN : Professeur Pierre **FREGER**

ASSESSEURS : Professeur Michel **GUERBET**  
Professeur Benoit **VEBER**  
Professeur Pascal **JOLY**  
Professeur Bernard **PROUST**

DOYENS HONORAIRES : Professeurs J. BORDE ~ Ph. LAURET ~ H. FIGUET – C. THUILLEZ

PROFESSEURS HONORAIRES : MM. M-P AUGUSTIN ~ J.ANDRIEU-GUTTRANCOURT - M.BENOZIO-  
J.BORDE ~ Ph. BRASSEUR ~ R. COLIN ~ E. COMOY ~ J. DALION ~. DESHAYES ~ C.  
FESSARD – J.P FILLASTRE ~ P.FRIGOT -J. GARNIER ~ J. HEMET ~ B. HILLEMAND ~  
G. HUMBERT ~ J.M. JOUANY ~ R. LAUMONIER – Ph. LAURET ~ M. LE FUR – J.P.  
LEMERCIER ~ J.P LEMOINE ~ M<sup>le</sup> MAGARD ~ MM. B. MAITROT ~ M.  
MAISONNET ~ F. MATRAY ~ P.MITROFANOFF ~ Mme A. M. ORECCHIONI ~ P.  
PASQUIS ~ H.PIGUET ~ M.SAMSON – Mme SAMSON-DOLLFUS – J.C. SCHRUB ~  
R.SOYER ~ B.TARDIF ~.TESTART ~ J.M. THOMINE – C. THUILLEZ ~ P.TRON ~  
C.WINCKLER ~ L.M.WOLF

I - MEDECINE
--------------

**PROFESSEURS**

M. Frédéric <b>ANSELME</b>	HCN	Cardiologie
M. Bruno <b>BACHY</b>	HCN	Chirurgie pédiatrique
M. Fabrice <b>BAUER</b>	HCN	Cardiologie
Mme Soumeya <b>BEKRI</b>	HCN	Biochimie et Biologie Moléculaire
M. Jacques <b>BENICHO</b>	HCN	Biostatistiques et informatique médicale
M. Eric <b>BERCOFF</b>	HB	Médecine interne (gériatrie)
M. Jean-Paul <b>BESSOU</b>	HCN	Chirurgie thoracique et cardio-vasculaire
Mme Françoise <b>BEURET-BLANQUART</b>	CRMPR	Médecine physique et de réadaptation
M. Guy <b>BONMARCHAND</b>	HCN	Réanimation médicale
M. Olivier <b>BOYER</b>	UFR	Immunologie
M. Jean-François <b>CAILLARD</b>	HCN	Médecine et santé au Travail
M. François <b>CARON</b>	HCN	Maladies infectieuses et tropicales
M. Philippe <b>CHASSAGNE</b>	HB	Médecine interne (Gériatrie)
M. Alain <b>CRIBIER</b> ( <i>Surnombre</i> )	HCN	Cardiologie
M. Antoine <b>CUVELIER</b>	HB	Pneumologie

LISTENSEIMEDPHAR2011-2012



M. Pierre <b>CZERNICHOW</b>	HCH	Epidémiologie, économie de la santé
M. Jean - Nicolas <b>DACHER</b>	HCN	Radiologie et Imagerie Médicale
M. Stéfan <b>DARMONI</b>	HCN	Informatique Médicale/Techniques de communication
M. Pierre <b>DECHELOTTE</b>	HCN	Nutrition
Mme Danièle <b>DEHESDIN</b>	HCN	Oto-Rhino-Laryngologie
M. Philippe <b>DENIS (Surnombre)</b>	HCN	Physiologie
M. Jean <b>DOUCET</b>	HB	Thérapeutique/Médecine – Interne - Gériatrie.
M. Bernard <b>DUBRAY</b>	CB	Radiothérapie
M. Philippe <b>DUCROTTE</b>	HCN	Hépto – Gastro - Entérologie
M. Frank <b>DUJARDIN</b>	HCN	Chirurgie Orthopédique - Traumatologique
M. Fabrice <b>DUPARC</b>	HCN	Anatomie - Chirurgie Orthopédique et Traumatologique
M. Bertrand <b>DUREUIL</b>	HCN	Anesthésiologie et réanimation chirurgicale
Mlle Hélène <b>ELTCHANINOFF</b>	HCN	Cardiologie
M. Thierry <b>FREBOURG</b>	UFR	Génétique
M. Pierre <b>FREGER</b>	HCN	Anatomie/Neurochirurgie
M. Jean François <b>GEHANNO</b>	HCN	Médecine et Santé au Travail
M. Emmanuel <b>GERARDIN</b>	HCN	Imagerie Médicale
Mme Priscille <b>GERARDIN</b>	HCN	Pédopsychiatrie
M. Michel <b>GODIN</b>	HB	Néphrologie
M. Philippe <b>GRISE</b>	HCN	Urologie
M. Didier <b>HANNEQUIN</b>	HCN	Neurologie
M. Fabrice <b>JARDIN</b>	CB	Hématologie
M. Luc-Marie <b>JOLY</b>	HCN	Médecine d'urgence
M. Pascal <b>JOLY</b>	HCN	Dermato - vénéréologie
M. Jean-Marc <b>KUHN</b>	HB	Endocrinologie et maladies métaboliques
Mme Annie <b>LAQUERRIERE</b>	HCN	Anatomie cytologie pathologiques
M. Vincent <b>LAUDENBACH</b>	HCN	Anesthésie et réanimation chirurgicale
M. Alain <b>LAVOINNE</b>	UFR	Biochimie et biologie moléculaire
M. Joël <b>LECHEVALLIER</b>	HCN	Chirurgie infantile
M. Hervé <b>LEFEBVRE</b>	HB	Endocrinologie et maladies métaboliques
M. Xavier <b>LE LOET</b>	HB	Rhumatologie
M. Eric <b>LEREBOURS</b>	HCN	Nutrition
Mlle Anne-Marie <b>LEROI</b>	HCN	Physiologie
M. Hervé <b>LEVESQUE</b>	HB	Médecine interne
Mme Agnès <b>LIARD-ZMUDA</b>	HCN	Chirurgie Infantile

LISTENSEIMEDPHAR2011-2012

M. Bertrand <b>MACE</b>	HCN	Histologie, embryologie, cytogénétique
M. Eric <b>MALLET</b> ( <i>Surnombre</i> )	HCN	Pédiatrie
M. Christophe <b>MARGUET</b>	HCN	Pédiatrie
Mle Isabelle <b>MARIE</b>	HB	Médecine Interne
M. Jean-Paul <b>MARIE</b>	HCN	ORL
M. Loïc <b>MARPEAU</b>	HCN	Gynécologie - obstétrique
M. Stéphane <b>MARRET</b>	HCN	Pédiatrie
M. Pierre <b>MICHEL</b>	HCN	Hépatologie - Gastro - Entérologie
M. Francis <b>MICHOT</b>	HCN	Chirurgie digestive
M. Bruno <b>MIHOUT</b>	HCN	Neurologie
M. Pierre-Yves <b>MILLIEZ</b>	HCN	Chirurgie plastique, reconstructrice et esthétique
M. Jean-François <b>MUIR</b>	HB	Pneumologie
M. Marc <b>MURAINÉ</b>	HCN	Ophthalmologie
M. Philippe <b>MUSETTE</b>	HCN	Dermatologie - Vénérologie
M. Christophe <b>PEILLON</b>	HCN	Chirurgie générale
M. Jean-Marc <b>PERON</b>	HCN	Stomatologie et chirurgie maxillo-faciale
M. Christian <b>PFISTER</b>	HCN	Urologie
M. Jean-Christophe <b>PLANTIER</b>	HCN	Bactériologie - Virologie
M. Didier <b>PLISSONNIER</b>	HCN	Chirurgie vasculaire
M. Bernard <b>PROUST</b>	HCN	Médecine légale
M. François <b>PROUST</b>	HCN	Neurochirurgie
Mme Nathalie <b>RIVES</b>	HCN	Biologie et méd. du dévelop. et de la reprod.
M. Jean-Christophe <b>RICHARD</b> ( <i>Mise en dispo</i> )	HCN	Réanimation Médicale, Médecine d'urgence
M. Horace <b>ROMAN</b>	HCN	Gynécologie Obstétrique
M. Jean-Christophe <b>SABOURIN</b>	HCN	Anatomie – Pathologie
M. Guillaume <b>SAVOYE</b>	HCN	Hépatologie - Gastro
M. Michel <b>SCOTTE</b>	HCN	Chirurgie digestive
Mme Fabienne <b>TAMION</b>	HCN	Thérapeutique
Mle Florence <b>THIBAUT</b>	HCN	Psychiatrie d'adultes
M. Luc <b>THIBERVILLE</b>	HCN	Pneumologie
M. Christian <b>THUILLEZ</b>	HB	Pharmacologie
M. Hervé <b>TILLY</b>	CB	Hématologie et transfusion
M. François <b>TRON</b> ( <i>Surnombre</i> )	UFR	Immunologie
M. Jean-Jacques <b>TUECH</b>	HCN	Chirurgie digestive
M. Jean-Pierre <b>VANNIER</b>	HCN	Pédiatrie génétique

LISTENSEIMEDPHAR2011-2012

M. Benoît <b>VEBER</b>	HCN	Anesthésiologie Réanimation chirurgicale
M. Pierre <b>VERA</b>	C.B	Biophysique et traitement de l'image
M. Eric <b>VERSPYCK</b>	HCN	Gynécologie obstétrique
M. Olivier <b>VITTECOQ</b>	HB	Rhumatologie
M. Jacques <b>WEBER</b>	HCN	Physiologie

### MAITRES DE CONFERENCES

Mme Noëlle <b>BARBIER-FREBOURG</b>	HCN	Bactériologie – Virologie
M. Jeremy <b>BELLIEN</b>	HCN	Pharmacologie
Mme Carole <b>BRASSE LAGNEL</b>	HCN	Biochimie
Mme Mireille <b>CASTANET</b>	HCN	Pédiatrie
M. Gérard <b>BUCHONNET</b>	HCN	Hématologie
Mme Nathalie <b>CHASTAN</b>	HCN	Physiologie
Mme Sophie <b>CLAEYSSENS</b>	HCN	Biochimie et biologie moléculaire
M. Moïse <b>COEFFIER</b>	HCN	Nutrition
M. Vincent <b>COMPERE</b>	HCN	Anesthésiologie et réanimation chirurgicale
M. Manuel <b>ETIENNE</b>	HCN	Maladies infectieuses et tropicales
M. Guillaume <b>GOURCEROL</b>	HCN	Physiologie
Mme Catherine <b>HAAS-HUBSCHER</b>	HCN	Anesthésie - Réanimation chirurgicale
M. Serge <b>JACQUOT</b>	UFR	Immunologie
M. Joël <b>LADNER</b>	HCN	Epidémiologie, économie de la santé
M. Jean-Baptiste <b>LATOUCHE</b>	UFR	Biologie Cellulaire
Mme Lucie <b>MARECHAL-GUYANT</b>	HCN	Neurologie
M. Jean-François <b>MENARD</b>	HCN	Biophysique
Mme Muriel <b>QUILLARD</b>	HCN	Biochimie et Biologie moléculaire
M. Vincent <b>RICHARD</b>	UFR	Pharmacologie
M. Francis <b>ROUSSEL</b>	HCN	Histologie, embryologie, cytogénétique
Mme Pascale <b>SAUGIER-VEBER</b>	HCN	Génétique
Mme Anne-Claire <b>TOBENAS-DUJARDIN</b>	HCN	Anatomie
M. Eric <b>VERIN</b>	HCN	Physiologie

### MAITRE DE CONFERENCES ASSOCIE A MI-TEMPS

M. Thierry <b>LEQUERRE</b>	HB	Rhumatologie
M. Fabien <b>DOGUET</b>	HCN	Chirurgie thoracique et cardio-vasculaire

LISTENSEIMEDPHAR2011-2012

**PROFESSEUR AGREGÉ OU CERTIFIÉ**

Mme Dominique **LANIEZ**

UFR      Anglais

Mme Michèle **GUIGOT**

UFR      Sciences humaines - Techniques d'expression

## II - PHARMACIE

### PROFESSEURS

M. Thierry <b>BESSON</b>	Chimie Thérapeutique
M. Jean-Jacques <b>BONNET</b>	Pharmacologie
M. Roland <b>CAPRON</b> (PU-PH)	Biophysique
M. Jean <b>COSTENTIN</b> (PU-PH)	Pharmacologie
Mme Isabelle <b>DUBUS</b>	Biochimie
M. Loïc <b>FAVENNEC</b> (PU-PH)	Parasitologie
M. Michel <b>GUERBET</b>	Toxicologie
M. Olivier <b>LAFONT</b>	Chimie organique
Mme Isabelle <b>LEROUX</b>	Physiologie
Mme Elisabeth <b>SEGUIN</b>	Pharmacognosie
M. Marc <b>VASSE</b> (PU-PH)	Hématologie
M Jean-Marie <b>VAUGEOIS</b> (Délégation CNRS)	Pharmacologie
M. Philippe <b>VERITE</b>	Chimie analytique

### MAITRES DE CONFERENCES

Mle Cécile <b>BARBOT</b>	Chimie Générale et Minérale
Mme Dominique <b>BOUCHER</b>	Pharmacologie
M. Frédéric <b>BOUNOURE</b>	Pharmacie Galénique
Mme Martine <b>PESTEL-CARON</b>	Microbiologie
M. Abdeslam <b>CHAGRAOUI</b>	Physiologie
M. Jean <b>CHASTANG</b>	Biomathématiques
Mme Marie Catherine <b>CONCE-CHEMTOB</b>	Législation pharmaceutique et économie de la santé
Mme Elizabeth <b>CHOSSON</b>	Botanique
Mle Cécile <b>CORBIERE</b>	Biochimie
M. Eric <b>DITTMAR</b>	Biophysique
Mme Nathalie <b>DOURMAP</b>	Pharmacologie
Mle Isabelle <b>DUBUC</b>	Pharmacologie
Mme Roseline <b>DUCLOS</b>	Pharmacie Galénique
M. Abdelhakim <b>ELOMRI</b>	Pharmacognosie
M. François <b>ESTOUR</b>	Chimie Organique

LISTENSEIMEDPHAR2011-2012

M. Gilles <b>GARGALA</b> (MCU-PH)	Parasitologie
Mme Najla <b>GHARBI</b>	Chimie analytique
Mle Marie-Laure <b>GROULT</b>	Botanique
M. Hervé <b>HUE</b>	Biophysique et Mathématiques
Mme Hong <b>LU</b>	Biologie
Mme Sabine <b>MENAGER</b>	Chimie organique
Mme Christelle <b>MONTEIL</b>	Toxicologie
M. Paul <b>MULDER</b>	Sciences du médicament
M. Mohamed <b>SKIBA</b>	Pharmacie Galénique
Mme Malika <b>SKIBA</b>	Pharmacie Galénique
Mme Christine <b>THARASSE</b>	Chimie thérapeutique
M. Rémi <b>VARIN</b> (MCU-PH)	Pharmacie Hospitalière
M. Frédéric <b>ZIEGLER</b>	Biochimie

#### **PROFESSEUR ASSOCIE**

M. Jean-Pierre <b>GOULLE</b>	Toxicologie
------------------------------	-------------

#### **MAITRE DE CONFERENCE ASSOCIE**

Mme Sandrine <b>PANCHOU</b>	Pharmacie Officinale
-----------------------------	----------------------

#### **PROFESSEUR AGREGE OU CERTIFIE**

Mme Anne-Marie <b>ANZELLOTTI</b>	Anglais
----------------------------------	---------

#### **ATTACHE TEMPORAIRE D'ENSEIGNEMENT ET DE RECHERCHE**

M. Bérénice <b>COQUEREL</b>	Chimie Analytique
M. Johann <b>PELTIER</b>	Microbiologie

**CHEF DES SERVICES ADMINISTRATIFS** : Mme Véronique DELAFONTAINE

**HCN** - Hôpital Charles Nicolle

**CB** - Centre HENRI BECQUEREL

**CRMPR** - Centre Régional de Médecine Physique et de Réadaptation

**HB** - Hôpital de BOIS GUILLAUME

**CHS** - Centre Hospitalier Spécialisé du Rouvray

<b>III – MEDECINE GENERALE</b>
--------------------------------

**PROFESSEURS**

M. Jean-Loup <b>HERMIL</b>	UFR	Médecine générale
----------------------------	-----	-------------------

**PROFESSEURS ASSOCIES A MI-TEMPS :**

M. Pierre <b>FAINSILBER</b>	UFR	Médecine générale
-----------------------------	-----	-------------------

M. Alain <b>MERCIER</b>	UFR	Médecine générale
-------------------------	-----	-------------------

M. Philippe <b>NGUYEN THANH</b>	UFR	Médecine générale
---------------------------------	-----	-------------------

**MAITRE DE CONFERENCES ASSOCIE A MI-TEMPS :**

M Emmanuel <b>LEFEBVRE</b>	UFR	Médecine générale
----------------------------	-----	-------------------

Mme Elisabeth <b>MAUVIARD</b>	UFR	Médecine générale
-------------------------------	-----	-------------------

Mme Marie Thérèse <b>THUEUX</b>	UFR	Médecine générale
---------------------------------	-----	-------------------

<b>LISTE DES RESPONSABLES DE DISCIPLINE</b>
---

Melle Cécile <b>BARBOT</b>	Chimie Générale et Minérale
M. Thierry <b>BESSON</b>	Chimie thérapeutique
M. Roland <b>CAPRON</b>	Biophysique
M. Jean <b>CHASTANG</b>	Mathématiques
Mme Marie-Catherine <b>CONCE-CHEMTOB</b>	Législation, Economie de la Santé
Mlle Elisabeth <b>CHOSSON</b>	Botanique
M. Jean <b>COSTENTIN</b>	Pharmacodynamie
Mme Isabelle <b>DUBUS</b>	Biochimie
M. Loïc <b>FAVENNEC</b>	Parasitologie
M. Michel <b>GUERBET</b>	Toxicologie
M. Olivier <b>LAFONT</b>	Chimie organique
M. Jean-Louis <b>PONS</b>	Microbiologie
Mme Elisabeth <b>SEGUIN</b>	Pharmacognosie
M. Mohamed <b>SKIBA</b>	Pharmacie Galénique
M. Marc <b>VASSE</b>	Hématologie
M. Philippe <b>VERITE</b>	Chimie analytique



**ENSEIGNANTS MONO-APPARTENANTS****MAITRES DE CONFERENCES**

M. Sahil **ADRIOUCH**

Biochimie et biologie moléculaire  
(Unité Inserm 905)

Mme Gaëlle **BOUGEARD-DENOYELLE**

Biochimie et biologie moléculaire  
(Unité Inserm 614)

M. Antoine **OUVRARD-PASCAUD**

Physiologie (Unité Inserm 644)

**PROFESSEURS DES UNIVERSITES**

M. Mario **TOSI**

Biochimie et biologie moléculaire  
(Unité Inserm 614)

M. Serguei **FETISSOV**

Physiologie (Groupe ADEN)

Mme Su **RUAN**

Par délibération en date du 3 mars 1967, la Faculté a arrêté que les opinions émises dans les dissertations qui lui seront présentées doivent être considérées comme propres à leurs auteurs et qu'elle n'entend leur donner aucune approbation ni improbation.

A mon Maître, Monsieur, le Professeur Muraine

Je vous remercie de la confiance que vous me témoignez.

Vous êtes un modèle de patience, de sagesse, de dévouement, de rigueur, de savoir et de réflexion.

Vos talents chirurgicaux ont apporté à l'école d'ophtalmologie Rouennaise une notoriété dont nous vous sommes tous redevable.

C'est un plaisir et un honneur de pouvoir continuer à travailler à vos côtés.

Vous avez accepté de présider ce jury

Veillez trouvez dans ce travail toute ma reconnaissance

A mon maître, Monsieur le Docteur Gatinel

Je vous remercie de m'avoir accueilli dans votre équipe, et de m'avoir guidé dans mon apprentissage.

Je respecte profondément votre professionnalisme, votre logique et votre dynamisme.

C'est un honneur de me compter parmi vos élèves

Je garde de très bons souvenirs de mon séjour parisien.

J'espère avoir à nouveau l'occasion de pouvoir collaborer avec vous.

Vous avez accepté d'être mon directeur de thèse

Veillez trouver dans ce travail toute ma reconnaissance

A Madame le Professeur Milazzo

C'est avec plaisir que j'ai pu bénéficier de vos enseignements

Vous me faites l'honneur de siéger dans ce jury

Soyez assurée de mon profond respect

A Monsieur le Professeur Bachy

Vous me faites l'honneur de juger ce travail

L'intérêt que vous portez à notre discipline nous honore

Recevez la preuve de mon profond respect

A mon maître, Monsieur le Docteur Retout

C'est avec plaisir que j'ai pu apprendre à tes cotés.

Je te remercie de m'avoir transmis ta passion de la chirurgie palpébrale.

Tu arrives à tous nous entrainer dans ta vague de bonne humeur dont tu fais preuve au quotidien.

Merci d'être toujours disponible lorsque nous avons besoin de tes conseils

Reçois la preuve de toute mon admiration

A mon maître, Monsieur le Docteur Genevois

C'est avec plaisir que j'ai pu apprendre à tes cotés.

Je souhaite te remercier de la qualité de l'enseignement que tu as su me transmettre avec toute la clairvoyance qui te caractérise.

Merci pour tous tes précieux conseils.

Ta chirurgie relève de l'orfèvrerie et reste un modèle constant.

Merci pour tous ces bons moments.

Reçois la preuve de toute mon admiration, de mon profond respect et de toute mon amitié.



A mon maître, Madame le Docteur Gueudry

C'est avec plaisir que j'ai pu apprendre à tes cotés.

Tu es un modèle de rigueur et de savoir.

Toujours prête à nous écouter et à nous épauler dès que l'on en ressent le besoin.

Merci pour tous ces bons conseils de médecin mais aussi de maman.

Merci pour tous ces bons moments.

Reçois la preuve de toute mon admiration.

Aux Docteurs Alain Saad et Alice Grise-Dulac, merci pour tous ses bons moments passés en votre compagnie, merci également pour tout le savoir que vous m'avez transmis.

Au Docteur Jean-Luc Febbraro pour ses précieux conseils en chirurgie réfractive et à son touché chirurgical hors pair.

Au Docteur Chastang pour son enseignement précieux.

Au Docteur Kamal Siahmed, les matinées à BG passées en ta compagnie sont pour moi un souvenir très agréable. Merci d'avoir guidé mes premiers pas en OCT et Echographie

Au Docteur Hervé Gross, pour m'avoir initié à la prise en charge du kératocône

Aux médecins du service d'ophtalmologie d'Evreux, ce fut un passage très agréable sur le plan professionnel et humain :

Dr Rama Zahedi

Dr Laurent Machevin

Dr Yamil Kasmi

A mes grands frères d'ophtalmologie :

A Pierre, on a peut-être pas longtemps travaillé ensemble mais ce fut intense ! Quel bourreau de travail !... Ta joie de vivre, ta philosophie du travail et de la vie restent des modèles ! À quand un petit tour en Harley ?..

A Etienne, comment travailler en prenant du plaisir ? une belle équation que tu résolves avec brio ! Merci pour tous ces précieux conseils, merci également pour mes premiers pas en ophtalmologie de ville.

A Mounir, merci de nous avoir transmis ta passion de la rétine, et pour toutes ces discussions de geek et ces conseils échangés.

A Philippe, je te suis éternellement reconnaissant pour ton compagnonnage ainsi que de m'avoir transmis la passion de la chirurgie réfractive. Tu reste un modèle de rigueur, de bonté, et d'altruisme. Merci mon ami pour tous ces bons moments passés à l'hôpital et ailleurs. Nous partageons tellement de choses en commun ce n'est pas étonnant que même les patients nous confondent. Prendre ta suite ne sera pas chose facile, compte sur moi pour traverser le rond point pour venir chercher quelques conseils de grand frère.

A Olivier, partager avec toi ton bureau sera un honneur. Quand je repense à tous ces moments passés en consultation, en garde, et dans le service, pour m'aider à apprendre mon métier. Tu es vraiment un modèle de pragmatisme, de rigueur, de logique. Tu as su me montrer que le travail vite fait et bien fait... était possible. J'espère être à la hauteur de ton efficacité. Tu mérites tout les moments de bonheurs qui t'attendent... Merci pour tout mon ami.

Pierre, Etienne, Philippe et les Olivier, je tiens vivement à vous remercier d'avoir remis sur le bon chemin la brebis égarée que j'étais... J'ai enfin grâce à vous trouver ma vocation, merci.

A mes co-internes

A Perrine, et oui je commence par toi ma ptite Dodo ! Tu as toujours été là quand j'en ai eu besoin, j'ai une ardoise pleine de services à te rendre, ça ne va pas être facile de te renvoyer l'ascenseur. Merci d'apporter tous les jours ta bonne humeur avec toi. Je suis fier de t'avoir eu comme co-interne. Merci infiniment.

A Alex, tu croques la vie à pleine dents tu as bien raison ne change rien surtout, que de fou rires...

A Olivier, tu me surprendras toujours par ton intelligence, ton sérieux mais également ton humour décapant ! merci pour tous ces bons moments.

A Alice, ce fut un plaisir de t'avoir eu comme co-interne, un travail irréprochable !

A Badreddine, Hélène, Abdel, Elodie, Hela, Admir, et Etienne.

A David Toubreau

A Mary Jan, pour les Stats

A Sabrina, sans qui mon mémoire DES n'aurait pas pu aboutir

A toute l'équipe d'ophtalmologie du bloc, de la consult' et de l'hospit' pour votre dévouement, votre patience

A Vero, Paulette, Myriam, Angélique

A ma famille

Papa, Maman, ce travail est en grande partie pour vous et grâce à vous. Je n'en serais pas là aujourd'hui sans des parents exceptionnels. Je vous dois tant de choses. Ainsi ce conclut ces 12 dernières années, je vous en ai fait voir... Merci pour tout l'amour que j'ai reçu et reçois toujours malgré la distance, vous êtes toujours là à mon écoute, prêt à me soutenir coûte que coûte. Cette année fut longue et difficile se faisant souvent ressentir par mon manque de disponibilité, merci de votre compréhension. Vous restez mes modèles dans votre philosophie de vie, la résistance dont vous faites preuve, la longévité de votre couple et de votre amour, Je vous aime.

A mon grand frère Guillaume, tu as toujours été un grand frère protecteur et bienveillant, que de bons souvenirs passés à tes côtés. Je tiens énormément à toi et regrette qu'on ne puisse se voir plus souvent. Je suis content que tu es trouvé ton bonheur et ton équilibre.

A mes neveux et nièce.

A mes belles-sœurs.

A Domi, pour m'avoir donné l'envie de commencer ces études, m'avoir épauler lors des cours durs, pour tous tes conseils avisés, et tous ces bons moments passés ensemble.

A mon oncle Philippe, ma tante Nathalie et à mes cousins Sophie et Rémi.

À mes cousins des Vosges, Jojo, Pascale, Émilie et Geoffroy.

A mes cousins Paris, Renée, Manuel, Emmanuel, Ludo et leurs petites familles.

A ma mamie Alberte, je suis heureux d'avoir pu passer ces quelques moments avec toi cet été, tu es un amour de mamie.

A mon papi Marcel.

A ma mamie Lili.

A mon parrain et marraine, François, Camille et leurs enfants, merci pour tous ces bons moments passés ensembles au ski, dans un canoë, autour d'une bonne table.

A Gisou et Jean, pour tous ces bons souvenirs.

A ma Belle-Famille qui m'ont accueilli les bras ouvert.

A ma Belle-Maman, Zoulikha pour sa bonté, sa gentillesse, son humour, sa disponibilité, et ses bons petits plats !

A ma Belle-sœur Soulef, merci d'avoir toujours été là pour t'occuper de ma petite famille en mon absence, et pour tous les bons moments passés et à venir...

A ma Belle-sœur Latifa et mon beau-frère Ghani, que dire à part merci, merci et encore merci ! Vous êtes une grande sœur et un grand frère pour moi, des anges gardien, qui m'ont grand ouvert leurs portes et leur cœur depuis maintenant 2 ans. Je suis fier de vous compter parmi ma famille. Je tiens énormément à vous. A tous ces moments magiques passés et à venir.

A Mathieu, mon frerot de toujours, cette année aura été riche émotionnellement pour nous deux j'espère que tu continueras à m'annoncer des bonnes nouvelles car tu mérites une tonne de bonheur mon con. Que d'images et de mots me passent par la tête... du foot, un poteau à l'entraînement, une histoire d'optimistes, « laisse prendre », la nitro, le pincho, une fameuse soirée au soleil, Marly-le-roi, et j'en passe... On ne se voit pas souvent mais tu fais parti des piliers qui me constituent. Tu es et resteras un modèle.

A mes amis de la Rauze, Blacko, Bernardo, Marine, Betty boop, Delphine, Aude, Marie-Pierre...

A mes sous-colleurs de choc, Clem et Douggy style ! Vous me manquez mes potos !

A mon ami Philou, sans qui mes débuts en médecine n'aurait pu se faire, qu'est ce qu'on a passé de bons moments à bosser, au foot sur le gazon, sur PES, toutes ces soirées mémorables, ces séjours lozériens...

A mes amis de promo, Ludo, Julien, Thomas, Rachid...

A ma Belle-Famille qui m'ont accueilli les bras ouvert.

A ma Belle-Maman, Zoulikha pour sa bonté, sa gentillesse, son humour, sa disponibilité, et ses bons petits plats !

A Nadia,

Et oui mon cœur cette année se termine enfin...

Une année magique grâce à toi... une météorite a frappé le sol de notre maison, quel chamboulement ! Notre petite merveille est avec nous depuis 10 mois maintenant, tu m'as fait le plus beaux des cadeaux ! Merci mon ange

Je tenais à te remercier pour ton soutien infailible durant toutes ces années, pour les sacrifices que tu fais et d'être continuellement à mes côtés

Je suis fier d'être avec toi

Merci pour tout l'amour que tu me portes et pour notre petite vie de famille.

Reçois la preuve de tout mon amour, ce travail il est aussi pour toi.

A Nehla,

Mon rayon de soleil, tu grandis à une vitesse folle, il me tarde de pouvoir être à tes côtés au quotidien.

Continue à avoir cette petite frimousse souriante, pleine de vie, de bonheur et de malice.

Ton papa qui t'aime.

## ABREVIATIONS

AV : Acuité visuelle

AVC : Acuité visuelle corrigée

AVNC : Acuité visuelle non corrigée

BUT : *Break up time test*

ES : Equivalent sphérique

ETDRS : *Early Treatment Diabetic Retinopathy Study*

KPS : kératite ponctuée superficielle

LRPG : Lentilles rigides perméables aux gaz

MAVC : Meilleure acuité visuelle corrigée

MS : Microscopie spéculaire

PIO : Pression intra-oculaire

VI : vision intermédiaire

VL : vision de loin

VP : vision de près



# TABLE DES MATIÈRES

---

<b>INTRODUCTION.....</b>	<b>33</b>
<b>PREMIÈRE PARTIE.....</b>	<b>35</b>
<b>CHAPITRE 1 : PRESBYTIE ET ACCOMMODATION.....</b>	<b>35</b>
<b>1. Définition.....</b>	<b>35</b>
<b>2. Épidémiologie.....</b>	<b>35</b>
<b>3. Anatomie fonctionnelle.....</b>	<b>38</b>
3.1. Cristallin.....	38
3.2. Capsule.....	41
3.3. Zonule.....	42
3.4. Muscle ciliaire.....	43
3.5. Pupille.....	45
3.6. Cornée.....	46
<b>4. Accommodation.....</b>	<b>49</b>
4.1. Historique.....	49
4.2. Théorie actuelle.....	50
4.3. Dynamique de l'accommodation.....	51
4.4. Effet du vieillissement.....	52
4.5. Amplitude d'accommodation et parcours accommodatif.....	52
<b>CHAPITRE 2 : LA PROFONDEUR DE CHAMP.....</b>	<b>57</b>
<b>1. Définition.....</b>	<b>57</b>
<b>2. Facteurs oculaires limitant l'acuité visuelle.....</b>	<b>58</b>
2.1. L'acuité visuelle.....	58
2.2. La diffraction.....	61
2.2.1. Notion de tâche de diffraction.....	61
2.2.2. Notion d'étalement et fonction d'étalement du point.....	62
2.2.3. Notion de pouvoir séparateur ou résolution de l'œil.....	64
2.2.4. Critères de Rayleigh.....	65
2.3. Les aberrations optiques.....	66
2.3.1. Aberrations monochromatiques.....	66

2.3.2. Aberrations polychromatiques.....	69
2.4. La diffusion.....	71
2.5. Facteurs oculaires neurologiques.....	71
<b>3. Facteurs influençant la profondeur de champ.....</b>	<b>72</b>
3.1. Facteurs liés à la cible.....	72
3.1.1. Taille angulaire de la cible.....	72
3.1.2. Facteurs cognitifs.....	73
3.1.3. Le contraste.....	73
3.1.4. La longueur d'onde.....	73
3.2. Facteurs liés au sujet.....	74
3.2.1. Le diamètre pupillaire.....	74
3.2.2. Les aberrations sphériques.....	75
<b>4. Le sténopé.....</b>	<b>77</b>
4.1. Principe.....	77
4.2. Historique.....	77
4.3. Le trou sténopéique.....	79
<b>CHAPITRE 3 : TRAITEMENTS DE LA PRESBYTIE.....</b>	<b>82</b>
<b>1. Traitements basés sur la monovision.....</b>	<b>82</b>
1.1. Avantages de la monovision.....	83
1.2. Inconvénients de la monovision.....	85
<b>2. Traitements basés sur la multifocalité.....</b>	<b>86</b>
2.1. Les verres correcteurs.....	88
2.2. Corrections chirurgicales.....	90
2.2.1. Implants multifocaux intraoculaires.....	91
2.2.2. Le PresbyLasik.....	93
2.2.3. Implants intracornéens réfractifs.....	95
2.2.4. Kératoplastie conductive.....	96
2.2.5. IntraCOR et SupraCOR.....	97
<b>3. Traitements « pseudo-accommodatifs » .....</b>	<b>98</b>
3.1. Technique d'expansion sclérale.....	98
3.2. Implants pseudo-accommodatifs.....	98
<b>4. Les inlays intracornéens.....</b>	<b>100</b>

4.1. Historique.....	102
4.2. KAMRA.....	102
<b>CHAPITRE 4 : FACTEURS GUIDANT LA STRATÉGIE THÉRAPEUTIQUE.....</b>	<b>108</b>
1. âge, plasticité cérébrale, neuro-adaptation.....	108
2. motivations.....	110
3. amétropies.....	111
4. dominance oculaire.....	114
5. activités.....	116
6. facteurs anatomiques et sensoriels.....	116
7. Arbre décisionnel.....	117
<b>DEUXIÈME PARTIE.....</b>	<b>118</b>
<b>CHAPITRE 5 : ÉTUDE « KAMRA® ».....</b>	<b>118</b>
1. INTRODUCTION.....	118
2. MATÉRIELS & MÉTHODES.....	119
2.1. Deux groupes de patients à l'étude : LASIK/POCKET.....	119
2.2. Implant cornéen Kamra®.....	122
2.3. Techniques chirurgicales.....	123
2.3.1. Groupe LASIK.....	124
2.3.2. Groupe POCKET.....	125
2.4. Évaluation pré et postopératoire.....	128
2.5. Analyse statistique.....	129
3. RÉSULTATS.....	130
3.1. Groupe LASIK.....	130
3.1.1. Mesure des performances visuelles : mono et binoculaire.....	130
3.1.2. Examen biomicroscopique.....	133
3.1.3. Centrage de l'implant.....	134
3.1.4. Examen OCT.....	136
3.1.5. Questionnaire de satisfaction : performances visuelles et effets indésirables.....	136
3.2. Groupe POCKET.....	139
3.2.1. Acuités visuelles, équivalents sphériques, Addition.....	139
3.2.2. Examen biomicroscopique, BUT, PIO.....	141

3.2.3. Examen pachymétrique.....	141
3.2.4. Examen topographique et aberrométrie.....	141
3.2.5. Microscopie spéculaire.....	141
3.2.6. Centrage de l'implant.....	146
3.2.7. Questionnaire de satisfaction : performances visuelles et effets indésirables.....	146
3.3. Comparaison des deux groupes.....	149
<b>4. DISCUSSION.....</b>	<b>152</b>
4.1. Design de l'implant.....	152
4.2. Complications du traitement.....	153
4.2.1. Secondaires à la tolérance tissulaire.....	154
4.2.1.1. Liée au propriété de l'implant.....	154
4.2.1.2. Liée au capot ou à la profondeur de l'implant.....	155
4.2.1.3. Explantation.....	156
4.2.1.4. Réversibilité.....	157
4.2.2. Secondaires à la tolérance visuelle.....	157
4.3. Efficacité.....	159
4.3.1. Équivalent sphérique.....	159
4.3.2. Centrage de l'implant.....	160
4.3.3. Acuité visuelle.....	161
4.3.4. Vision du relief.....	162
4.3.5. Suivi ophtalmologique du patient implanté et prise en charge de la cataracte.....	162
<b>5. CONCLUSION.....</b>	<b>164</b>
<b>BIBLIOGRAPHIE.....</b>	<b>166</b>
<b>ANNEXES 1 et 2.....</b>	<b>168</b>

# INTRODUCTION

---

L'œil humain présente une faculté, encore aujourd'hui tout aussi étonnante et fascinante, qui se caractérise par la capacité de voir net des objets situés à différentes distances, et cela en quelques fractions de secondes. Cette faculté s'appelle l'accommodation et son altération, la presbytie.

Un moyen simple de se représenter l'accommodation, est l'image commune du focus de l'« appareil-photos » qui malgré les prouesses technologiques, reste, néanmoins, encore nettement moins performant.

La presbytie est un des premiers signes du vieillissement de l'œil. Elle touche à des âges différents la quasi-totalité de la population.

Cette perte progressive de la vision de près, et parfois l'aggravation de la vision de loin (patient hypermétrope), par altération des capacités accommodatives de l'œil, est le plus souvent vécue comme un handicap.

Le retentissement sur la vie socioprofessionnelle du patient est dépendant de ses activités, de la rapidité de la perte de cette faculté, et de l'amétropie préexistante.

Depuis maintenant plusieurs années, la presbytie est au cœur des préoccupations thérapeutiques ophtalmologiques, face à l'ampleur de la demande des patients, continuellement croissante, et favorisées par un appui technologique grandissant et de plus en plus efficient.

Successivement, plusieurs approches thérapeutiques ont vu le jour, la correction par différents types d'équipements optiques (lunettes, lentilles), plus récemment par la chirurgie sclérale, mais plus particulièrement par la chirurgie cristallinienne et cornéenne.

Le traitement idéal, n'existant pas encore, permettrait de restaurer l'intégralité du comportement du diaphragme irido-cristallinien. Hors il n'est pas indispensable de restaurer une accommodation pour bien voir à différentes distances (loin et près). Les

techniques actuelles permettent plutôt de « compenser » cette perte d'accommodation en créant une certaine multifocalité (plusieurs foyers images), ou en augmentant la profondeur de champ (par modification des aberrations optiques). Certaines techniques encore, dites « pseudo-accommodatives » abordent la dimension « dynamique » de l'accommodation.

Plusieurs principes optiques permettent de mieux appréhender la complexité de la profondeur de champ : la notion de réserve accommodative, la pupillométrie, et des notions plus récentes comme l'étude des aberrations optiques.

Les techniques chirurgicales, les plus répandues et les plus performantes, sont celles abordant la chirurgie cristallinienne avec la mise en place d'implants intraoculaires multifocaux visant à restaurer la vision de loin et de près sur les 2 yeux. Cependant, devant les risques, rares mais potentiellement importants liés à la chirurgie intraoculaire, les techniques correctrices cornéennes sont souvent privilégiées en l'absence de pathologie cristallinienne telle que la cataracte (opacification du cristallin). Ces dernières sont pourvoyeuses d'effets délétères sur la vision : altération de la vision de loin et de la vision du relief pour la monovision, halos lumineux, sécheresse oculaire, et baisse de la vision des contrastes pour la multifocalité. De plus, elles manquent d'efficacité chez les patients emmétropes presbytes.

Dans ce cadre notre étude clinique aura pour but d'évaluer une technique chirurgicale récente, encore peu répandue en France, basée sur la mise en place d'un implant intracornéen sténopéique afin d'augmenter la profondeur de champ.

C'est pourquoi nous étudierons, tout d'abord, les principes anatomopathologiques de l'accommodation et de la presbytie, les principes de la profondeur de champ et l'arsenal thérapeutique qui est à ce jour à notre disposition pour corriger la presbytie. Ensuite, nous analyserons les facteurs guidant le choix thérapeutique. Enfin, nous traiterons précisément les conditions de mise en œuvre et les effets de d'un implant intracornéen sténopéique, notre étude clinique.

# CHAPITRE 1 : PRESBYTIE ET ACCOMMODATION

---

## 1. DÉFINITION

Elle correspond à une modification de la vision liée à l'âge, qui se caractérise par une baisse de l'acuité visuelle de près (patient emmétrope, myope), qui s'associe, chez le patient hypermétrope à une baisse d'acuité visuelle de loin.

Au niveau physiopathologique, elle correspond à une perte progressive et définitive de l'accommodation.

Le mot **presbyte** vient du grec ancien, et plus précisément de l'adjectif "presbutês", qui signifie "vieux" ; on retrouve également le nom "ê presbutês", qui signifie "le vieillard".

Cette définition étymologique est impropre car même si la presbytie est le reflet d'un vieillissement tissulaire elle débute tôt dans l'âge adulte et ne devient symptomatique que vers l'âge de 40-45 ans.

## 2. ÉPIDÉMIOLOGIE

En France, la population presbyte est estimée à un peu moins de 50% avec un âge moyen d'apparition (ou plutôt « symptomatique ») de quarante et un ans en 2012 <sup>1,2</sup>.

Face à une population de plus en plus vieillissante avec une espérance de vie de 86 ans pour les femmes et de 79 ans pour les hommes, cette prévalence ne peut que s'accroître, posant un problème de santé publique certain <sup>3</sup>.

En effet atteignant des individus actifs de surcroît en « milieu de vie » la presbytie est un handicap car elle altère notablement l'autonomie visuelle. On comprend aisément la nécessité de proposer des traitements adaptés à la demande, à la plainte du patient.

Les résultats de l'INSEE (institut national de la statistique et des études économiques) montre une évolution de l'âge moyen d'apparition de la presbytie : 37 ans en 1990, 40,6 ans en 2010, et l'estime à 44 ans en 2030.

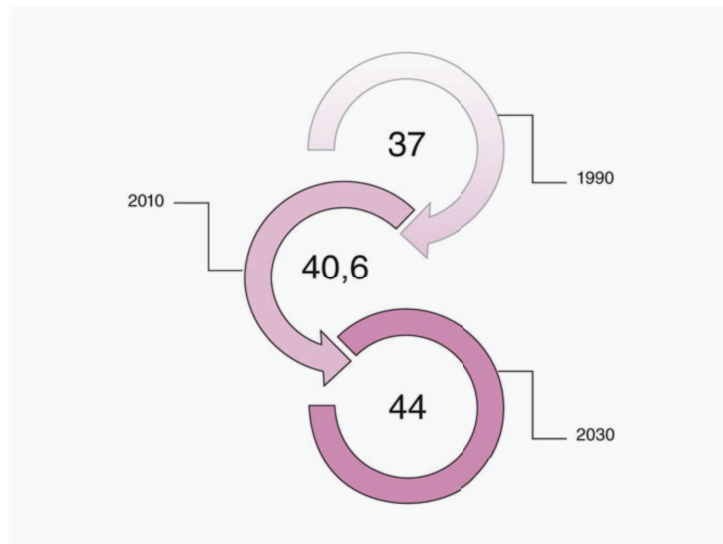


Figure 1: Évolution de l'âge moyen d'apparition et projection d'apparition de la presbytie en France. <sup>1</sup>

Le rapport de 2011 sur la répartition de la population française par tranche d'âge estime à 50,4% les personnes de plus de 40 ans (48,4% pour les hommes et 52,4% pour les femmes).

en %			
Au 1er janvier 2012	Femmes	Hommes	Ensemble
Moins de 15 ans	17,5	19,6	18,5
15-19 ans	5,7	6,4	6,0
20-24 ans	6,0	6,5	6,3
25-29 ans	6,0	6,2	6,1
30-34 ans	6,1	6,3	6,2
35-39 ans	6,4	6,7	6,5
40-44 ans	6,8	7,1	6,9
45-49 ans	6,9	7,1	7,0
50-54 ans	6,6	6,7	6,6
55-59 ans	6,4	6,4	6,4
60-64 ans	6,3	6,3	6,3
65-69 ans	4,6	4,5	4,5
70-74 ans	3,8	3,4	3,6
75 ans ou plus	10,9	6,9	9,0
Ensemble	100,0	100,0	100,0

Tableau 1: Insee, estimation de population (résultats provisoires arrêtés fin 2011).



Dans la population presbyte européenne le taux de correction est estimé à 80% (tous types de correction confondus : lunettes, lentilles, chirurgie) <sup>4 5</sup>.

### **ÉCONOMIE : LA CHIRURGIE EST-ELLE UNE SOLUTION ÉCONOMIQUE POUR LE PATIENT ?**

Le nombre de consommateurs est très variable suivant les pays, les habitudes, et les moyens financiers.

En France on estime à environ 6 milliards d'euros les dépenses autour « de la lunette ».

L'engouement et l'augmentation du nombre d'opticiens sur le marché trouve une certaine cohérence, à l'inverse de la diminution du nombre des prescripteurs.

La place de la consommation des seniors est majeure sur ce marché d'après le centre de recherche pour l'étude et l'observation des conditions de vie (CREDOC)<sup>6</sup>.

Les lunettes restent le moyen le plus répandu de correction de la presbytie.

Malgré le caractère « rétro » de cet équipement, prépondérance et pérennité sont favorisées par la mode et le marketing astucieux qu'il suscite.

En France une monture équipée de verres progressifs récents amincis à fort indice est estimée entre 600 et 700 euros en moyenne<sup>6</sup>.

Le remboursement par la sécurité sociale est quasi-nul, « le gros » de la prise en charge étant assuré par les complémentaires santé qui proposent

soit dans le pire des cas un remboursement en terme de pourcentage du tarif de la sécurité sociale (de l'ordre de 300 voire 400%) ce qui correspond à une somme assez dérisoire,

soit un remboursement « forfaitisé », annuel généralement.

Cette différence de remboursement est bien évidemment justifiée par une cotisation adaptée.

La fréquence de renouvellement des lunettes de presbyte est en France de six achats, étalée en moyenne sur plus de 20 ans.

Dans ce contexte il est aisé de comprendre l'émergence de la vente de montures dites « low cost », à bas prix, généralement obtenues sans prescription, sur internet ou par le biais de sociétés non spécialisées dans l'optique.

Cette concurrence a pour seul avantage, pas des moindres, la mise à niveau des tarifs pratiqués par certaines enseignes avec l'offre de paires complémentaires pour l'achat d'une.

La prise en charge chirurgicale de la presbytie, en dehors des patients présentant une cataracte, constitue un coût de revient pour le patient de 1500 à 3000 euros en moyenne (PresbyLASIK, LASIK monovision, KAMRA).

Il est cependant bon de rappeler qu'il n'est pas du tout déontologique de suggérer une intervention pour des raisons financières, qui reste de plus hors système social.

### 3. ANATOMIE FONCTIONNELLE

Nous allons détailler les structures participant au mécanisme de l'accommodation.

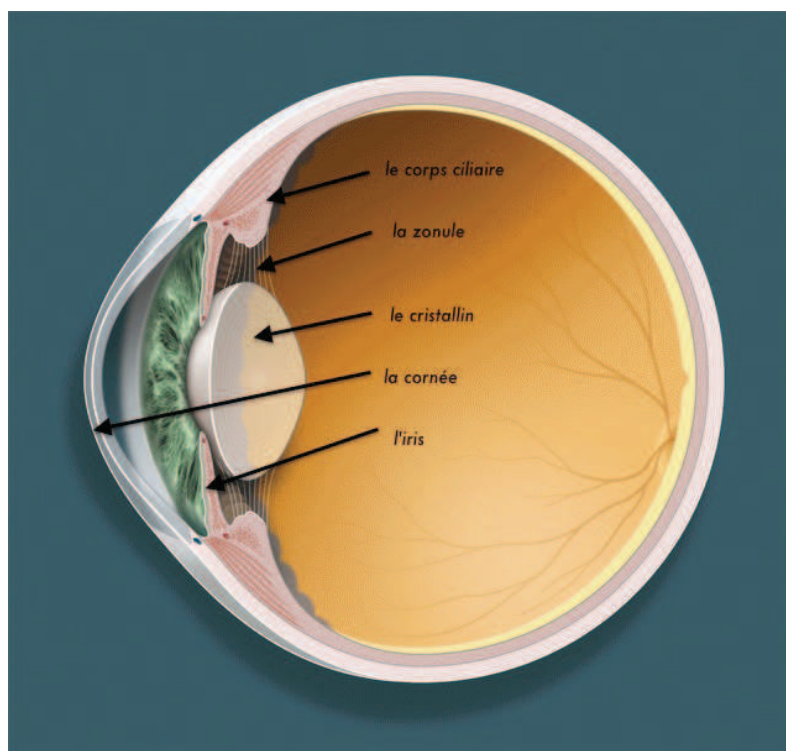


Figure 2: anatomie du diaphragme irido-cristallinien <sup>1</sup>.

### 3.1. LE CRISTALLIN

Le cristallin fait partie avec la cornée des 2 lentilles convergentes de l'œil, ou dioptries.

C'est une lentille biconvexe, souple, transparente, avasculaire, de focales variables. Il est responsable à l'âge adulte et à l'état de repos (non accommodé) d'un tiers du pouvoir réfractif (une vingtaine de dioptries) de ce système optique, les deux tiers restants étant assurés par la cornée.

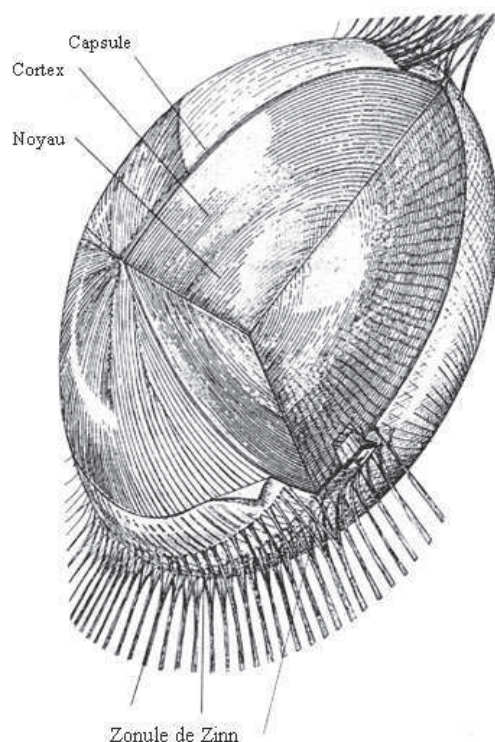


Figure 3: anatomie du cristallin.

#### ➤ ÉTUDE MACROSCOPIQUE

Le cristallin est disposé sur un plan frontal, son diamètre est de 9 mm. Son épaisseur est de 4 à 5 mm qui augmente sensiblement avec l'âge du fait de la production continue des fibres cristalliniennes.

Le cristallin participe au dioptre oculaire de façon importante, en effet sa puissance est de 21 dioptries, son indice de réfraction est de 1,420. Son rayon de courbure antérieur est de 10 mm et son rayon de courbure postérieur est de 6 mm.

Une coupe sagittale du cristallin montre qu'il est formé de la périphérie vers le centre de la capsule cristallinienne, du cortex et du noyau.

### ➤ **LES RAPPORTS DU CRISTALLIN**

Rapports antérieurs : la face antérieure du cristallin est en rapport avec la face postérieure de l'iris, son orifice pupillaire, et le corps ciliaire en dehors. Ces trois formations forment la chambre postérieure. En avant, les rapports se font avec la face postérieure de la cornée qui est séparée du cristallin par la chambre antérieure où l'on trouve l'humeur aqueuse.

Rapports postérieurs : se font essentiellement avec le vitré. La hyaloïde antérieure adhère chez l'enfant et le jeune adulte à la face postérieure du cristallin. Cette adhérence est appelée ligament de Wieger qui devient plus fragile chez le sujet âgé.

### ➤ **HISTOLOGIE DU CRISTALLIN**

#### **L'épithélium cristallinien**

Il est situé directement en arrière de la capsule antérieure, c'est une seule couche de cellules épithéliales actives avec mitoses fréquentes.

Les cellules néoformées migrent vers l'équateur pour se transformer en fibres.

#### **La fibre cristallinienne**

Les cellules équatoriales subissent une élongation avec perte des organelles cellulaires notamment le noyau et deviennent fibres cristalliniennes.

La fibre cristallinienne est aplatie, hexagonale, longue de 7 à 10 µm et sa membrane cytoplasmique est caractéristique par la présence d'interdigitations et de « gap junctions » qui représentent les moyens d'union entre les fibres cristalliniennes.

## Le noyau et le cortex

Aucune cellule épithéliale n'est perdue, la production des fibres cristalliniennes est continue durant la vie, les fibres se tassent les unes sur les autres. Les fibres centrales constituant le noyau sont les plus anciennes, elles ont été formées lors de la vie embryonnaire, et les fibres qui sont récemment formées sont les plus superficielles formant ainsi le cortex cristallinien.

Le cristallin présente une structure « en bulbe d'oignon » par l'enchevêtrement des cellules corticales allongées caractéristiques, reliées entre elles par de nombreuses inter-digitations.

Les sutures du cristallin sont formées par l'agencement de ces interdigitations des membranes apicales et basales des fibres cristalliniennes formant les sutures en forme de Y droit en avant et Y inversé en arrière.

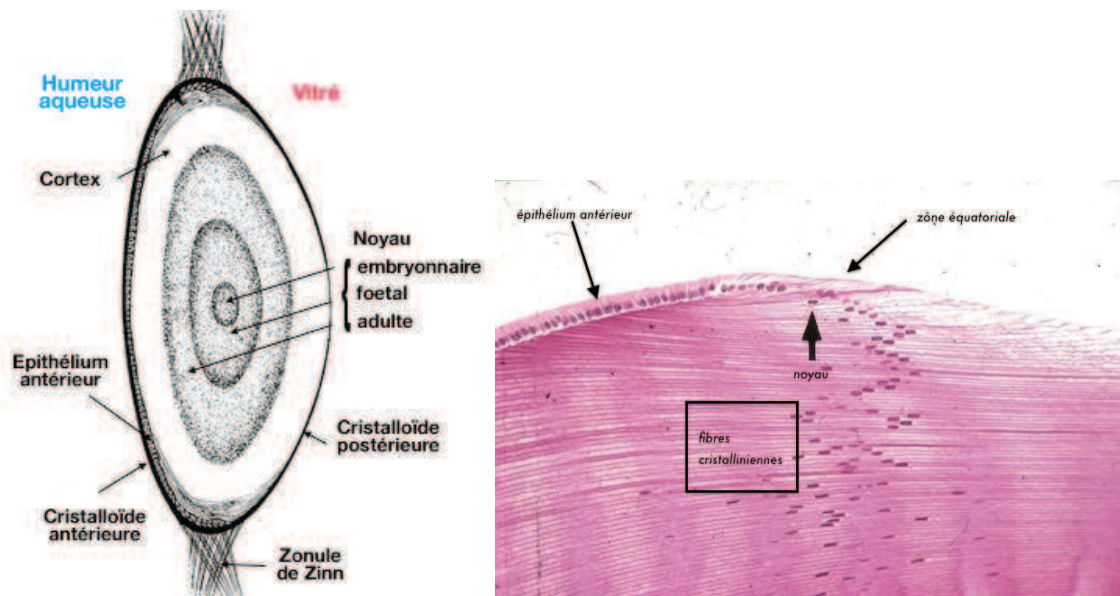


Figure 4: structure du cristallin (source : N. Maurine, Histologie, UPMC, Saint-Antoine, Paris).

### 3.2. LA CAPSULE

C'est une membrane basale hypertrophiée, élastique et transparente, composée de collagène, également appelée « capsule » ou « sac capsulaire », considérée comme la membrane basale des cellules épithéliales cristalliniennes, elle contient la substance cristallinienne et sert de support à l'insertion des fibres zonulaires.

Ses faces antérieure et postérieure se réunissent au niveau de l'équateur où s'insèrent les fibres zonulaires qui amarrent le cristallin au corps ciliaire.

La face antérieure et la portion équatoriale (zone d'insertion des fibres zonulaires) sont plus épaisses que la face postérieure<sup>1</sup>.

La capsule postérieure est plus mince que la portion équatoriale (zone d'insertion des fibres zonulaires) et que la capsule antérieure. Cette dernière est produite par l'épithélium du cristallin, alors que la capsule postérieure est produite par les fibres cristalliniennes les plus superficielles.

La capsule s'épaissit avec l'âge et son module d'élasticité décroît.

Les cellules corticales contiennent de l'actine comme dans les muscles striés. La combinaison de l'élasticité du cytoplasme et la possibilité de déplacement des fibres les unes par rapports aux autres confère au cortex un module d'élasticité propre, indépendant de celui de la capsule.

Le cristallin est constitué principalement de 2 structures (la capsule et le cortex).

La capsule isolée du cortex tend à prendre une forme sphérique comme toute enveloppe contenant un liquide et plongée dans un liquide. Le cortex isolé, au contraire, tend à s'allonger du fait de sa structure faite de fibres parallèles. La réunion de ces 2 structures s'accompagne de contraintes mécaniques que permettent l'élasticité de la capsule et la plasticité du cortex avant l'apparition de la presbytie. Ces contraintes s'équilibrent pour donner sa forme à un cristallin isolé. Elles constituent une réserve d'énergie capsulaire et corticale qui permet les modifications du cristallin au cours de l'accommodation.

### **3.3. LA ZONULE (« de Zinn »)**

Elle est constituée de microfibrilles de 10 nm de diamètre qui sont groupées en microfibres jusqu'à 1 µm de diamètre, regroupées elles-mêmes en fibres de 60 µm.

Elle prend origine de la membrane limitante interne de l'épithélium non pigmenté du corps ciliaire et s'insère au niveau de l'équateur du cristallin sur 360°.

Trois catégories de fibres zonulaires sont décrites en allant du cristallin à la pars plana :

- les fibres qui partent du cristallin (antérieures, équatoriales et postérieures) jusqu'à la pars plicata.
- les fibres constituant le plexus empêchant les fibres précédentes d'aller directement du cristallin à la pars plana. (imposant les mouvements du muscle ciliaire)

les fibres correspondant au prolongement des premières en arrière du plexus.

Il n'y a pas de rapport direct entre les fibrilles de la zonule et les cellules de l'épithélium. La zonule reste élastique, et les mouvements du corps ciliaire vont agir directement sur un point d'ancrage dans le fond des vallées ciliaires. Tout relâchement de la partie antérieure des fibres entraîne une mise en tension de la partie postérieure et réciproquement.

Cette dualité de fonction explique le rôle de la zonule dans l'accommodation, qui est sous la dépendance de l'élasticité de la partie postérieure des fibres.

L'insertion des fibres antérieures, dans le prolongement des vallées ciliaires, explique que cette partie soit plus sollicitée par le phénomène d'accommodation que la partie postérieure de la capsule.

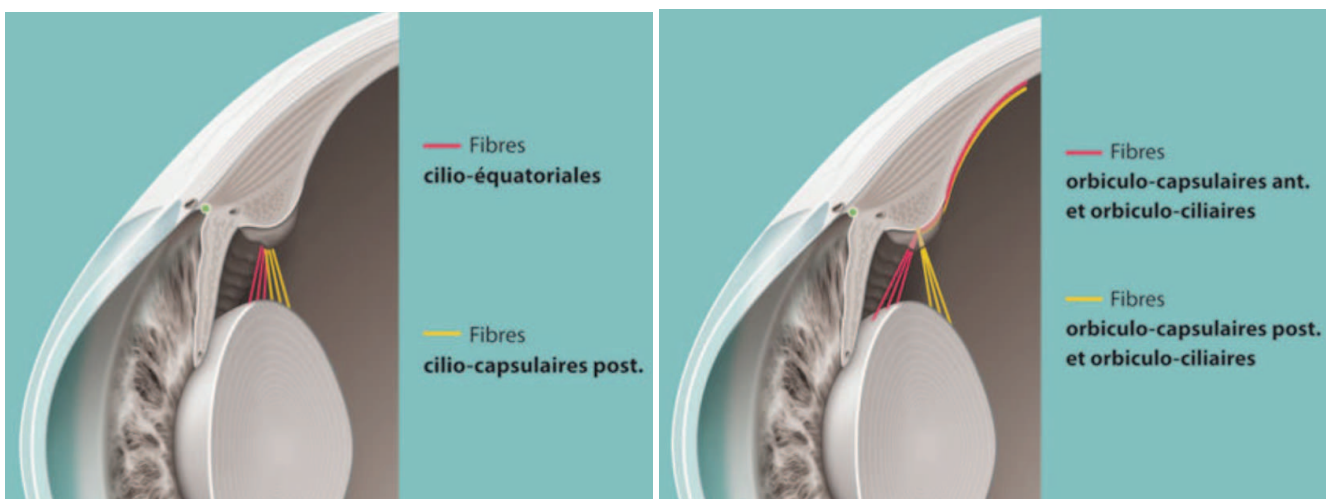


Figure 5: fibres constituant la zonule (source : SFO, Rapport de la presbytie, 2012).



### 3.4. LE MUSCLE CILIAIRE

Muscle lisse présentant 2 tendons.

- Un tendon antérieur qui s'insère principalement sur l'éperon scléral, seul point fixe, mais également sur le trabéculum et la cornée.
- Un tendon postérieur qui s'insère au niveau de la pars plana sur la membrane de Bruch et sur la choroïde.

Il se présente en un réseau de fibres musculaires organisées dans trois conformations différentes (longitudinale, réticulée et circulaire).

Lors de l'état « accommodé » la portion circulaire se mobilise de manière centripète et vers l'avant.

L'innervation motrice est assurée par le système neurovégétatif parasympathique qui prend son origine dans le plancher du 3<sup>e</sup> ventricule, empruntant le trajet du III jusqu'au ganglion ophtalmique puis se destine au muscle ciliaire et à l'iris par les nerfs ciliaires courts.

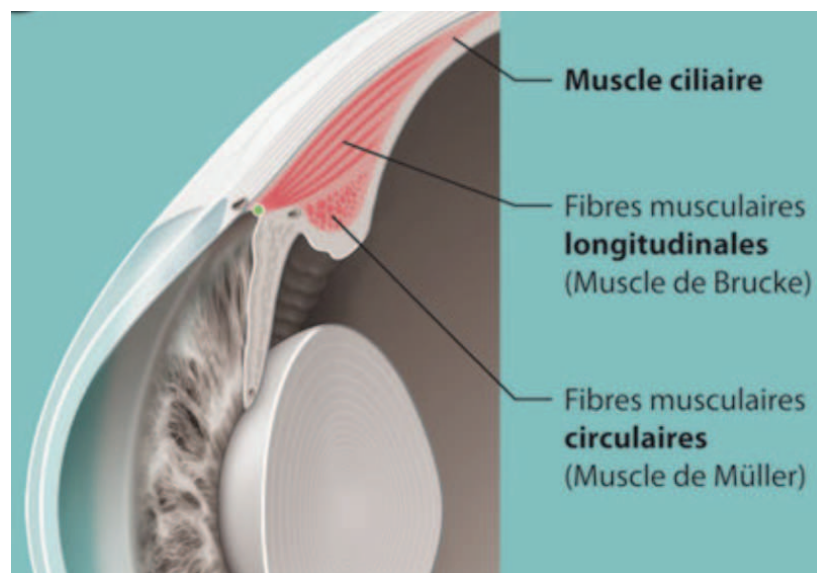


Figure 6: les fibres du muscle ciliaire (source: SFO, Rapport de la presbytie, 2012).



### 3.5. LA PUPILLE

La pupille est le centre du diaphragme irien, délimitée par le sphincter irien, équivalent à l'orifice du diaphragme de l'objectif d'un appareil photographique.

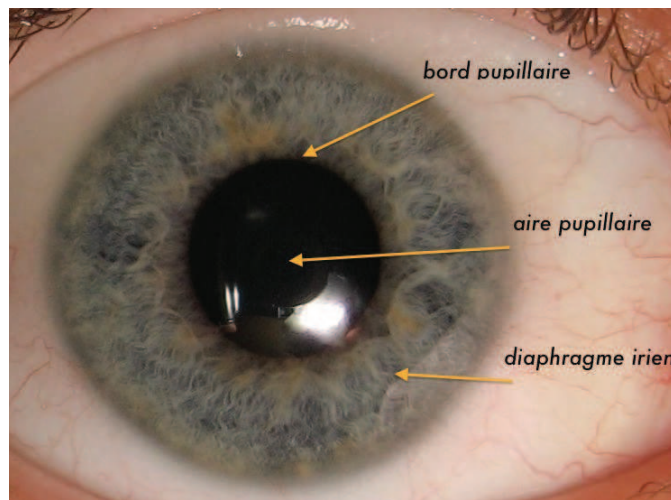


Figure 7: aire pupillaire vue de Face.

Son diamètre varie entre 2 et 7 mm dans la population générale.

La modification de son diamètre influe sur :

- la quantité de lumière entrante : quand la luminosité diminue, le diamètre pupillaire augmente, afin d'augmenter la luminance rétinienne (la quantité de lumière admise par l'œil).
- l'aspect quantitatif et qualitatif des aberrations optiques : L'augmentation du diamètre pupillaire provoque l'élévation du taux des aberrations optiques de haut degré. Ceci explique la réduction de la qualité visuelle ressentie par certains sujets en conditions de faible luminance (conditions mésopiques). De plus, la présence d'une amétropie légère (myopie < 1 D) est d'autant plus responsable d'une baisse de l'acuité visuelle que le diamètre pupillaire est important.
- l'importance du phénomène de diffraction (augmente avec la diminution du diamètre pupillaire)

L'accommodation induit un myosis (myosis accommodatif). La réduction du diamètre pupillaire est bénéfique dans ce contexte vis à vis de la profondeur de champ, qui est inversement proportionnelle au degré d'ouverture du diaphragme irien.

### 3.6. LA CORNÉE

#### ÉTUDE MACROSCOPIQUE <sup>7,8</sup>

La cornée, tissu transparent et avasculaire, est la partie la plus antérieure de la paroi du globe oculaire, en contact direct avec le monde extérieur. Sa face antérieure est recouverte par le film lacrymal, alors que sa face postérieure baigne dans l'humeur aqueuse de la chambre antérieure de l'œil. La cornée transparente est en continuité avec la sclère opaque et la conjonctive semi-transparente.

La zone de transition entre la cornée et la sclère correspond au limbe, structure richement vascularisée, réservoir de cellules souches épithéliales.

La forme de la cornée est convexe et asphérique, ce qui lui confère un pouvoir réfractif. La cornée adulte mesure 11 à 12 mm horizontalement et 9 à 11 mm verticalement. Son épaisseur est approximativement de 0,5 mm au centre et augmente progressivement vers la périphérie pour atteindre 0,7 mm.

Les principales fonctions de la cornée sont la protection des tissus intraoculaires (paroi), la transmission de la lumière (transparence), et la focalisation des images sur la rétine (pouvoir réfractif en dioptrie).

La transparence de la cornée est assurée par l'arrangement des fibres collagènes dans le stroma. Le diamètre moyen de chaque fibre, ainsi que la distance entre chaque fibre, sont constants. Ceci permet à un rayon lumineux de traverser la cornée sans être totalement réfléchi. Si ces deux constantes ne sont plus respectées, la transparence est compromise.

La cornée est composée, d'avant en arrière, de six couches : le film lacrymal, l'épithélium, la couche de Bowman, le stroma, la membrane de Descemet et l'endothélium.

## LE FILM LACRYMAL <sup>9 10</sup>

Il tapisse la surface externe de la cornée, la protège de la dessiccation et contribue à la régularité épithéliale.

Il est composé de trois couches :

- Une couche profonde mucinique qui permet la formation d'une surface hydrophile sur l'épithélium ;
- Une couche intermédiaire aqueuse ;
- Une couche externe lipidique.

La couche de mucus est sécrétée par les cellules caliciformes de l'épithélium conjonctival et par les glandes de Henlé. La couche aqueuse provient des glandes lacrymales principales et accessoires de Krause et Wolfring. La couche lipidique superficielle est sécrétée par les glandes sébacées palpébrales de Meibomius, de Zeiss et de Moll.

Plus de 98% du volume du film lacrymal est représenté par de l'eau. L'épaisseur du film lacrymal est constante, de l'ordre de 7 à 8  $\mu\text{m}$ , et se répartit de la façon suivante :

- Couche lipidique de 0,1  $\mu\text{m}$  ;
- Couche aqueuse de 7  $\mu\text{m}$  ;
- Couche mucinique de 0,02 à 0,05  $\mu\text{m}$ .

La fonction de ce film, outre bien sûr son action lubrifiante et réfractive (indice de réfraction de 1,33), est d'apporter à la cornée de l'oxygène, sous forme d'oxygène dissous dans la phase aqueuse, et des protéines antimicrobiennes (immunoglobulines A et G, lysozyme, lactoferrine, bétalysines) indispensables au maintien de son intégrité lors des innombrables agressions du monde extérieur.

Le film lacrymal hypertonique joue également un rôle osmotique vis-à-vis de l'hydratation du stroma antérieur. Cette osmolarité augmente avec l'évaporation des larmes au cours de la journée, expliquant les variations nycthémérales de l'épaisseur cornéenne (plus élevée le matin que le soir). Lors de chaque clignement, la couche lipido-aqueuse du film lacrymal est détruite

puis reconstruite sur la couche de mucus qui reste accrochée aux microvillosités des cellules épithéliales cornéennes et conjonctivales.

Le temps de rupture du film lacrymal (BUT : break-up time) est un moyen clinique simple d'analyser sa qualité.

Le test de Schirmer est le moyen le plus courant d'analyse quantitative.

Les sécheresses oculaires symptomatiques et compliquées compromettent les conditions de cicatrisation de la cornée.

## **INNERVATION ET MÉTABOLISME <sup>7 8</sup>**

La cornée est l'un des tissus les plus innervés et les plus sensibles de l'organisme, du fait du nombre très élevé de terminaisons nerveuses que l'on y rencontre.

L'innervation sensitive cornéenne dérive des nerfs ciliaires qui sont issus de la branche ophtalmique du nerf trijumeau. Les fibres nerveuses pénètrent la cornée dans sa périphérie de façon radiaire, puis se dirigent vers l'avant pour former un plexus sous-épithélial, et se terminent au niveau de l'assise cellulaire intermédiaire de l'épithélium.

Les fibres nerveuses perdent très rapidement leur myéline après leur pénétration en cornée claire. La cornée possède aussi des fibres nerveuses sympathiques.

La disposition des fibres nerveuses sensibles explique les violentes douleurs rencontrées lors d'une altération épithéliale par exposition des terminaisons nerveuses du plexus sous-épithélial.

Les apports nutritifs et énergétiques nécessaires au métabolisme du tissu cornéen se font très peu par voie sanguine (à la périphérie par le limbe), car la cornée est l'un des rares tissus avasculaires de l'organisme. Les artères ciliaires antérieures, dérivant de l'artère ophtalmique, forment au limbe une arcade vasculaire. Cette arcade s'anastomose avec des branches de l'artère faciale dérivée de la carotide externe.

Les cellules épithéliales et endothéliales cornéennes sont métaboliquement très actives. Pour maintenir cette activité, l'acide adénosine tri phosphorique (ATP) est indispensable. L'ATP est produit lors de la glycolyse, en conditions aérobies. Le glucose est fourni à la cornée, y compris aux cellules épithéliales, par la diffusion de l'humeur aqueuse. L'essentiel de l'oxygène cornéen est fourni par le film lacrymal grâce au contact de celui-ci avec l'air. Cependant, une petite proportion de l'oxygène cornéen est obtenue par la diffusion de l'oxygène de l'humeur aqueuse et de la circulation limbique. Une hypoxie sévère et prolongée peut entraîner la formation d'une néovascularisation superficielle à partir du limbe, pour assurer un complément d'oxygénation.

## 4. L'ACCOMODATION

### 4.1. HISTORIQUE

Elle reste un concept peu abordé avant le XVII<sup>e</sup> siècle, les sujets presbytes étaient peu nombreux jusqu'à cette époque, du fait d'une espérance de vie ne dépassant que très rarement 45 ans. De plus l'œil était plus perçu comme la source des images perçues, tel un rétroprojecteur.

Kepler <sup>11</sup> fut le premier à évoquer ce phénomène en 1604, en décrivant le rôle du cristallin, dans la mise au point de près <sup>12</sup>, grâce à son déplacement antéro-postérieur.

Descartes précise, en 1637, que le cristallin contribue à l'accommodation par une déformation dynamique <sup>13</sup>.

Il deviendra le fondateur de l'optique moderne, en conceptualisant un support physique à la lumière (qui deviendra le photon), décrivant son mode de propagation dans les milieux transparents, et expliquant l'effet de la modification de la courbure d'une lentille.

D'autres théories viendront compléter la théorie de l'accommodation par le comportement de la pupille (myosis) lors du passage de la vision de loin à la vision de près (Haller, 1763), le rôle des muscles oculomoteurs (Sturm et Boerhaave, 1694 et 1708).

Le premier médecin qui a clairement identifié la myopie, l'hypermétropie et la presbytie fût Franciscus Cornelis Donders, en 1858 <sup>14</sup>. Il fonda à Utrecht (Pays-Bas) le premier service de médecine dédié à l'ophtalmologie.

Helmholtz, en 1867 <sup>15</sup>, relie de façon certaine la modification de la courbure antérieure du cristallin à l'action du muscle ciliaire par l'intermédiaire de la zonule. Sa théorie, confortée par les travaux de Tscherning, restera utilisée par tous les auteurs jusqu'à nos jours.

#### 4.2. THÉORIE ACTUELLE

Ronald Schachar <sup>16</sup> présenta une nouvelle théorie de l'accommodation en 1992 en présentant ses travaux sur la technique de l'expansion sclérale.

Il démontra le rôle important des différentes fibres zonulaires dans ce processus (fibres antérieures, équatoriales et postérieures).

En effet, à l'état de repos, non accommodé, les fibres zonulaires équatoriales sont tendues, à l'opposé des fibres antérieures et postérieures, cela a pour conséquence la mise en tension du cristallin dans son axe vertical, d'où une diminution de sa courbure antérieure et donc de sa puissance réfractive.

À l'inverse, lors de l'accommodation, la contraction du muscle ciliaire, induit un relâchement des fibres zonulaires équatoriales, la mise en tension des fibres antérieures et postérieures. De part les propriétés élastiques du cristallin, la résultante est un aplatissement de la courbure de la partie la plus périphérique (vers l'équateur) et la cambrure de la partie centrale, d'où une plus grande puissance réfractive.

Sa technique vise à retendre les fibres zonulaires, ainsi Schachar affirme redonner un certain pouvoir accommodatif. Malheureusement sa théorie et ses résultats n'ont put être reproduits avec autant de significativité et restent donc très controversés. Toutefois elle a eu le mérite de préciser le mécanisme de l'accommodation et de la presbytie.

### 4.3. DYNAMIQUE DE L'ACCOMODATION

Un œil emmétrope (corrigé ou pas) en vision de loin se trouve en état dit « non accommodé » le muscle ciliaire est au repos, ce qui augmente la tension exercée sur les fibres zonulaires, dans un mouvement centrifuge, étirant les fibres cristalliniennes longitudinalement. La courbure de la face antérieure est ainsi diminuée et par conséquent son pouvoir réfractif également.



Figure 8: État de repos ou non accommodé (œil non presbyte)

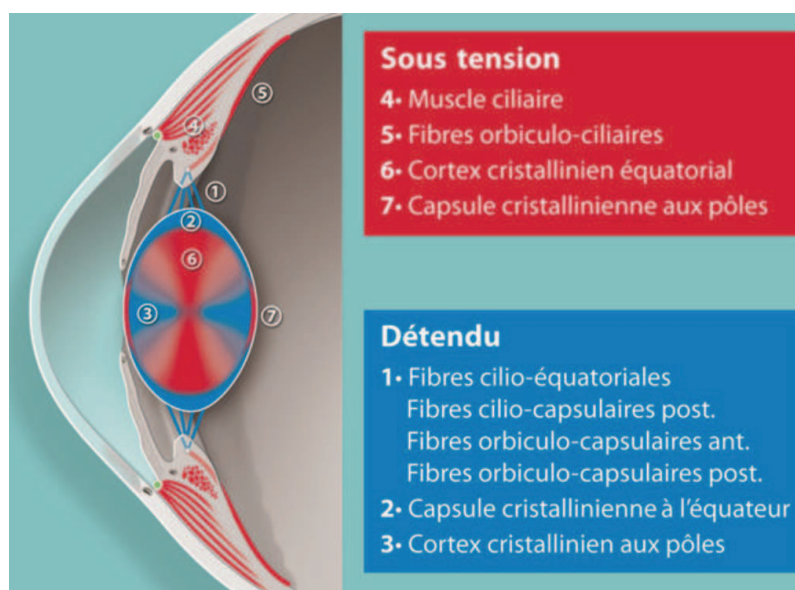


Figure 9: État accommodé (source : SFO, Rapport de la presbytie, 2012).

À l'inverse lors de l'accommodation (objet plus proche de l'œil) la défocalisation induit la contraction du muscle ciliaire (ainsi qu'un myosis et un mouvement binoculaire de convergence) par la stimulation parasympathique. L'énergie élastique accumulée par les fibres cristalliniennes étirées et par la capsule, ainsi que le relâchement des fibres zonulaires antérieures, ont pour conséquence l'augmentation de la courbure de la face antérieure et donc de la puissance du dioptre.

Le retour à l'état de repos est passif grâce au relâchement du muscle ciliaire.

#### **4.4. EFFET DU VIEILLISSEMENT, LA PRESBYTIE, LA CATARACTE**

Divers mécanismes biochimiques naturels touchent les différents acteurs de l'accommodation que sont le corps ciliaire, la zonule, la capsule et le cristallin. Ils conduisent à un remaniement tissulaire et à l'altération de protéines principalement par stress oxydatif naturel (glycation essentiellement) et l'accumulation de déchets ou débris cellulaires <sup>17</sup>.

Ainsi <sup>18</sup>:

- Le corps ciliaire augmente de volume et reste en position contracté
- La zonule va être plus rigide, moins extensible et plus fragile
- La capsule va perdre en élasticité, s'épaissir et donc devenir plus résistante.
- Le cristallin perd en élasticité, augmente son volume, sa masse, son indice réfractif et perd de sa transparence (cataracte).

Le cristallin et sa capsule semblent avoir une importance plus marquée dans l'apparition et l'aggravation de la presbytie.

Tous ces changements aboutissent à la perte progressive du pouvoir accommodatif. Ce processus commence généralement vers l'âge de 35 ans pour devenir symptomatique autour de 41 ans en moyenne.

#### **4.5. NOTION D'AMPLITUDE D'ACCOMMODATION OU PARCOURS ACCOMMODATIF**

Cette amplitude accommodative caractérise la capacité de chaque œil à voir un objet sur la plus grande distance.



En d'autres termes, l'œil doit modifier sa puissance réfractive (qui s'exprime en dioptries ou D) en fonction de l'éloignement de l'objet pour continuer à le voir « net » (focalisation fovéale).

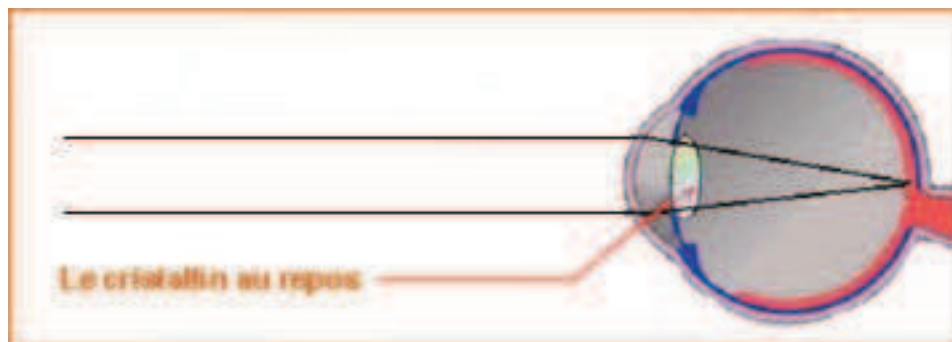


Figure 10: oeil au repos (oeil myope en vision de loin, ou hypermétrope corrigé), non accommodé.

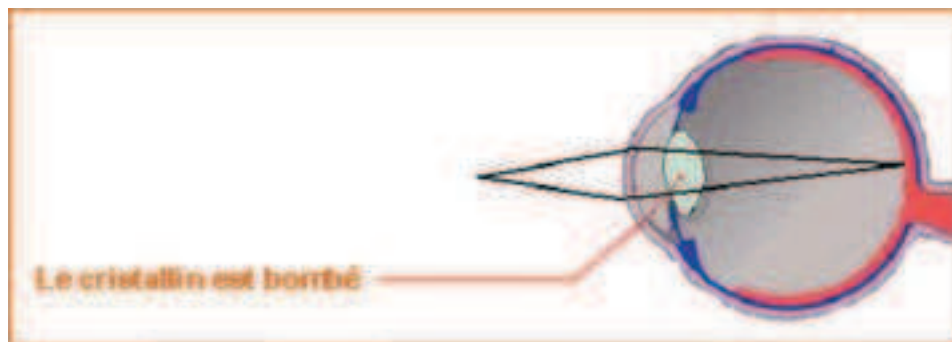


Figure 11: État d'accommodation pour la vision de près.

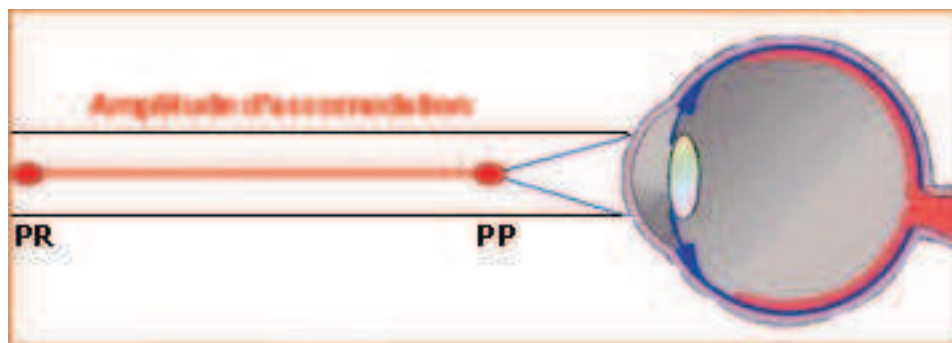


Figure 12: Amplitude d'accommodation. Cette différence de puissance nécessaire entre le punctum remotum « PR » (point objet le plus éloigné) et le punctum proximum « PP » (point objet le plus proche) correspond au parcours accommodatif. Les yeux emmétrope, myope et hypermétrope possèdent des PR différents et par conséquent des parcours accommodatifs différents.

L'amplitude accommodative d'un œil correspond au parcours accommodatif et au tonus végétatif accommodatif.

La puissance d'accommodation varie en fonction de l'âge et de la technique de mesure.

On peut retenir que :

- À la naissance, le nourrisson présente en moyenne une accommodation potentielle entre 7 et 14 D <sup>19-22</sup>, ce qui lui permet de voir nette jusqu'à une distance d'environ 8 cm (pour 12 D d'accommodation max car  $d=1/\delta$ ).
- À partir du 6<sup>e</sup> mois il présente une accommodation équivalente à l'adulte jeune qui est de l'ordre de 7 D jusqu'à 25 ans en moyenne <sup>23</sup>.
- Puis on observe une décroissance rapide jusqu'à la quarantaine, pour atteindre environ 3 D vers 45 ans, ce qui ne lui permet pas de voir nette en-deçà de 33 cm.
- Enfin cette réserve accommodative subit une décroissance plus lente pour être quasiment nulle vers 55 ans.

Toutefois une adaptation physiologique avec augmentation de la profondeur de champ par un myosis « sénile » permet parfois une pseudo-accommodation entre 0,5 et 1,5 D <sup>21,22,24,25</sup>.

#### 4.5.1. MESURE DE L'ACCOMMODATION « EN PRATIQUE »...

Sa mesure peut se faire de manière subjective ou objective.

##### 1) Méthode statistique

Fondée sur des valeurs statistiques moyennes, elle reste approximative. Le principe est de choisir une valeur d'addition dans une table de correspondance âge-addition.

Âge	Addition
40 ans	0,75 D
44 ans	1,00 D
47 ans	1,25 D
49 ans	1,50 D
51 ans	1,75 D
54 ans	2,00 D
58 ans	2,25 D
63 ans	2,50 D
67 ans	2,75 D
70 ans	3,00 D
75 ans	3,25 D
80 ans	3,50 D

Tableau 2: Correspondance âge-addition.

## 2) Mesures cliniques

Il existe de multiples techniques cliniques d'évaluation de la réserve accommodative résiduelle.

Nous allons décrire les 2 techniques les plus usitées.

On parle de mesure «subjective » car basée sur l'appréciation du patient.

- Mesure subjective rapide

La première, qui se trouve être la plus simple mais aussi la plus variable et imprécise, est l'évaluation de la distance minimale œil-optotype, c'est à dire la plus petite distance permettant encore une vision nette. Elle nécessite un œil emmétropisé, avec sa correction optique totale manifeste après brouillage.

À partir de cette distance la plus grande puissance réfractive fournit par l'œil peut être déduite. En effet elle correspond à l'inverse de cette distance.

Exemple : optotype vu net jusqu'à une distance de 1 mètre suggère une réserve accommodative de 1/1 soit 1 dioptrie)

***Relation distance et puissance réfractive :  $D=1/\delta$***

***D la distance en mètre ;  $\delta$  la puissance en dioptrie.***

- Mesure subjective par brouillage-débrouillage

L'utilisation combinée de la règle de Swaine et de la méthode du « brouillage-débrouillage ».

Pour limiter l'accommodation, il est nécessaire de commencer par un brouillage, puis de déterminer la puissance dioptrique nécessaire à une emmétropisation.

Ensuite on réalise un second brouillage basé sur la règle de Swaine, en visant une acuité visuelle de  $1/10^e$ , il est nécessaire d'ajouter à un œil emmétrope +2,50 D ( $AV = \frac{1}{4 \times 2,5} = 1/10$ ).

Puis par paliers de 0,25 D on réalise un débrouillage pour obtenir la puissance sphérique minimale pour une acuité visuelle de  $10/10^e$ .

À partir de cette puissance de référence toute addition supplémentaire explore l'amplitude accommodative de l'œil examiné.

Cette amplitude sera égale à la différence de puissance entre la puissance totale, comprenant l'addition maximale tolérée, ne dégradant pas l'acuité visuelle maximale, et la puissance réfractive minimale emmétropisante.

**RAPPEL : règle de Swaine**

$$AV = \frac{1}{4x\delta}$$

**AV, acuité visuelle (décimale)**

**$\Delta$ , puissance nécessaire (dioptrie) au brouillage pour une AV donnée.**

V = 1/v	V	V décimal	Sphère de brouillage
10	1/10	0,10	+ 2,50 D
9	1/9	0,11	+ 2,25 D
8	1/8	0,12	+ 2,00 D
7	1/7	0,14	+ 1,75 D
6	1/6	0,16	+ 1,50 D
5	1/5	0,20	+ 1,25 D
4	1/4	0,25	+ 1,00 D
3	1/3	0,33	+ 0,75 D
2	1/2	0,50	+ 0,50 D

Tableau 3: Correspondance entre l'AV et la puissance dioptrique selon la règle de Swaine.

**3) Mesure paraclinique :** par le biais de certains aberromètres comme l'iTrace®.

# CHAPITRE 2 : LA PROFONDEUR DE CHAMP

---

## 1. DÉFINITION

La profondeur de champ se définit comme étant l'étendue de l'espace vue nette lorsque la mise au point est faite sur un « point-objet ». C'est à dire l'ensemble dioptrique pour lesquels la qualité de l'image ne change pas de façon notable ; ou encore la distance séparant le point net le plus distant et le point net le plus proche de l'œil.

Elle est bien connue et très utilisée par les photographes pour améliorer l'esthétique d'une image.

L'étendue de cette zone dépend des paramètres de la prise de vue en photographie; notamment de la distance de mise au point, de « l'ouverture » du diaphragme ou « f-number », qui est le rapport entre la focale utilisée (la distance focale détermine la largeur du champ de la prise de vue) et du diamètre du diaphragme, et des dimensions de la surface sensible.

NB : Attention dans le jargon photographique, on parle de grande ouverture quand le « f-number » est élevé ce qui correspond pour une même focale à un diamètre plus petit.

En effet pour obtenir des objets, situés à des distances différentes, nets sur leurs clichés, ils réduisent le diamètre du diaphragme et ainsi augmente la profondeur de champ (DOF pour depth of field en anglais). Ils « jouent » sur l'augmentation du « f-number », et le diamètre choisi pour le diaphragme. Pour une focale de 50 mm et une ouverture du diaphragme de 10 mm, le nombre d'ouverture est égal à  $50/10 = 5$  – il est noté f:5).

Ainsi pour une même distance focale, si on réduit la taille du diaphragme on augmente le « f-number » et donc la profondeur de champ, nous obtenons une plus grande étendue de

netteté, une plus grande proportion d'éléments présents sur l'image sera perçue comme nette.

Ce principe est applicable à tout système optique y compris l'œil humain.

Dans le cadre de l'ophtalmologie et plus particulièrement de la chirurgie réfractive, l'augmentation de la profondeur de champ est de plus en plus utilisée pour pallier à la perte de l'accommodation des sujets presbytes (ex : PresbyLASIK, multifocalité, KAMRA®).

Quelques notions sont importantes à connaître pour appréhender et proposer un traitement adéquat à ces patients.



Figure 13 : cliché de gauche : sujet net mais environnement flou du fait d'une faible profondeur de champ grâce à un diaphragme ouvert (f/1,4), cliché de droite : grande profondeur de champ, les objets en avant et en arrière sont perçus plus ou moins nets, avec un diaphragme fermé (f/11).

## 2. FACTEURS OCULAIRES LIMITANT L'ACUITÉ VISUELLE

La qualité de la vision est définie par diverses caractéristiques : la vision des couleurs, le champs visuel, la vision des contrastes et enfin l'acuité visuelle. Cette dernière est le principal critère significatif en chirurgie réfractive.

### 2.1. L'ACUITÉ VISUELLE

Pour que 2 points puissent être vus distinctement, ils nécessitent d'être suffisamment éloignés l'un de l'autre. Mais de combien ?

L'unité utilisée en France pour quantifier cette propriété est le « dixième » ou  $10^e$  (échelle de Monoyer) qui est l'inverse de l'angle minimum de résolution ou MAR séparant 2 points, et s'exprime en minute d'arc ( $1 \text{ min d'arc} = 1/60^e$  de degré angulaire)

Exemple : Un angle minimum de résolution entre 2 points de 10 min d'arc équivaut à une acuité visuelle (AV) de  $1/10^e$  ; pour 5 min d'arc,  $1/5$  ou plutôt  $2/10^e$ .

Cette propriété déterminant la résolution de l'œil est aussi appelée pouvoir séparateur. Pour des études statistiques il est préférable d'utiliser une échelle dite « logMAR » dont les valeurs sont exprimées en logarithme décimal du MAR (mesure arithmétique et non géométrique):

- Acuité logMAR =  $-\log(\text{dixième d'AV})$
- AV décimale =  $1/10$  acuité logMAR

Contrairement à l'échelle décimale elle possède un intervalle constant entre les différentes lignes, et ne dépend pas des niveaux d'acuité visuelle mesurés.

Les différentes échelles de lettres et de chiffres existantes pour déterminer l'acuité visuelle (AV) présentent des optotypes de 7,3mm de hauteur et une distance de 5 m (de l'œil) pour une AV de  $10/10^e$ .

Cette valeur de  $10/10^e$  est une valeur dite « normale » ou « standard » mais qui reste néanmoins arbitraire.

Autrement dit toute AV, d'un œil humain, en dessous de  $10/10^e$  est considérée comme « anormale » ou réduite vis à vis de la normale.

Pour aborder et comprendre différentes notions importantes du comportement des rayons lumineux dans un œil (transposable à d'autres systèmes optiques) nous allons schématiser leur trajectoire dans un modèle simplifié.

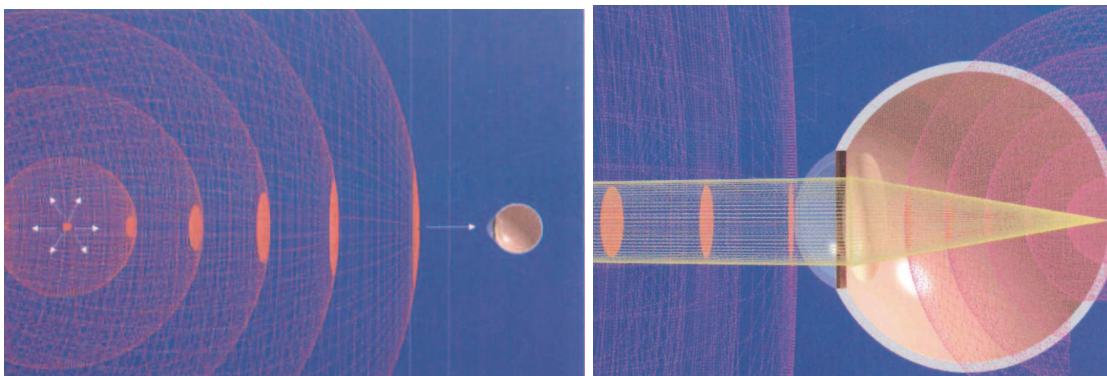


Figure 14: l'image d'une source lumineuse ponctuelle éloignée dépend de la réfraction par l'œil d'une portion de front d'ondes sphérique considérée comme plane au vue de l'éloignement de la source . (source: D. Gatinel, LASIK collection Elsevier)



Comme dans tout système optique plusieurs valeurs sont nécessaires :

- La longueur focale (distance point nodal (N)-fovéa)
- A un point objet et son image rétinienne A' conjugués l'un de l'autre (point d'intersection de la droite passant par A et N avec le plan rétinien)
- Les points nodaux ou plutôt le point nodal N : Les points nodaux d'un système optique sont deux points de l'axe optique notés N et N', conjugués l'un de l'autre, c'est-à-dire image l'une de l'autre, pour lesquels les angles d'inclinaison des rayons par rapport à l'axe, passant en N et sortant en N' sont identiques. N'est appelé point nodal d'émergence. Ces 2 points peuvent être confondus au niveau de la face postérieure du cristallin, par souci de clarté, appelé N.
- La distance œil-objet,
- L'angle  $\alpha$  : en présence d'un 2<sup>e</sup> point objet B (image B'), l'angle formé par l'intersection de (AA') et (BB'). Exprimé en minute d'arc (1 min d'arc =  $1/60^\circ$  de degré angulaire = 60 secondes d'arc (sec d'arc) correspondant à une acuité visuelle de 10/10e).

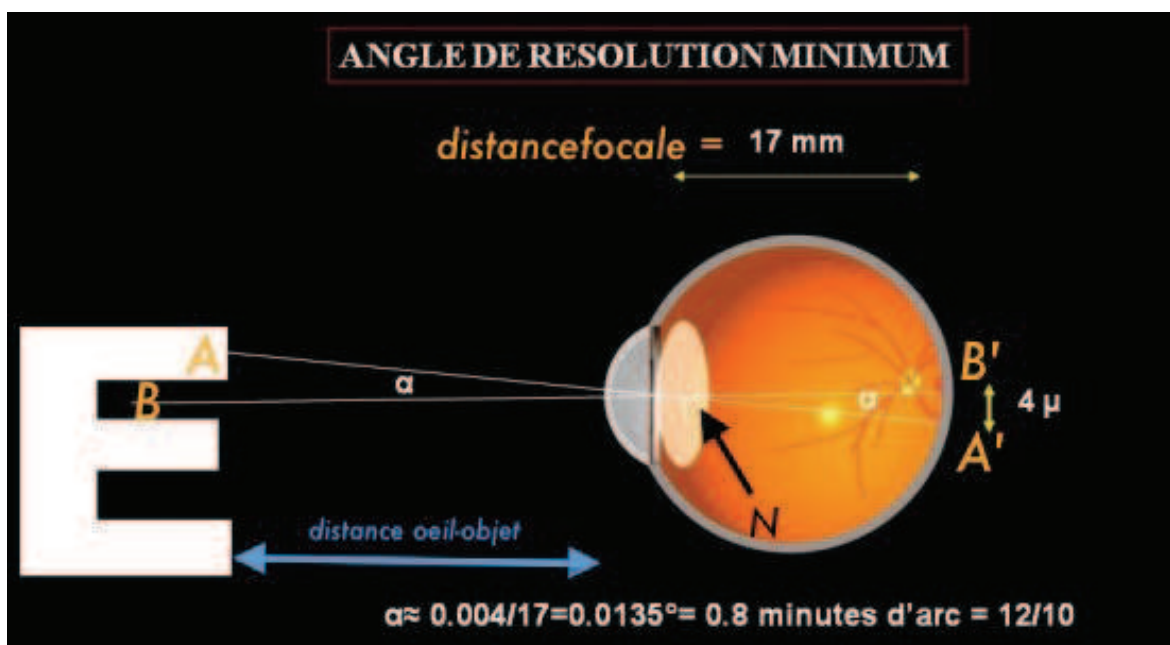


Figure 15: Angle minimum de résolution entre 2 point-objets A et B, et leur image rétinienne A' et B' (source modifiée : D. Gatinel, [www.gatinel.com](http://www.gatinel.com)): un pouvoir séparateur de  $4 \mu$  (environ la distance entre 2 photorécepteurs) correspond à un angle  $\alpha$  de résolution de 0,8 min d'arc soit 12/10<sup>e</sup> d'AV.



Pour envisager la correction ou l'amélioration de l'acuité visuelle d'un patient il est nécessaire d'en comprendre les mécanismes pouvant l'altérer.

Quatre facteurs sont principalement en cause : la diffraction, les aberrations optiques, la diffusion et certains facteurs oculaires neurologiques.

## 2.2. LA DIFFRACTION

Du fait de la nature ondulatoire de la lumière dans l'œil, le stigmatisme strict n'existe pas au sens optique physique. En effet dans le meilleur des cas on obtient une tâche de quelques microns de diamètre, il est nécessaire de prendre en compte le phénomène de diffraction qui conditionne le pouvoir séparateur de l'œil.

Les bords du diaphragme pupillaire se comportent comme des sources ponctuelles et la diffraction est le résultat des interférences produites par ces fronts d'ondes secondaires.

### 2.2.1. NOTION DE TÂCHE DE DIFFRACTION

Liée au principe de Huygens, lorsque un front d'onde lumineux rencontre un obstacle partiel (une trou, une fente...) chaque points de celui ci peut être considéré comme un émetteur secondaire. Il génère alors des interférences qui peuvent en fonction de leur direction soit potentialiser le signal lumineux directeur soit l'altérer. Les figures provoquées par la diffraction à distance de l'obstacle jouent un rôle fondamental dans la qualité de tout système optique.

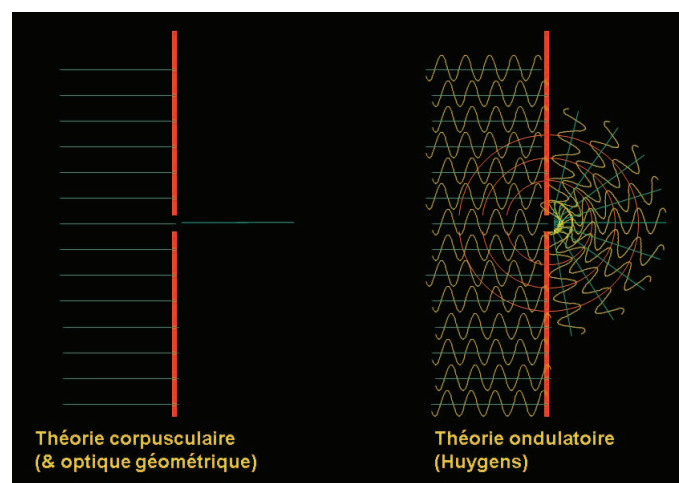


Figure 16: Théorie ondulatoire et principe de Huygens. (source: D. Gatinel, [www.gatinel.com](http://www.gatinel.com))

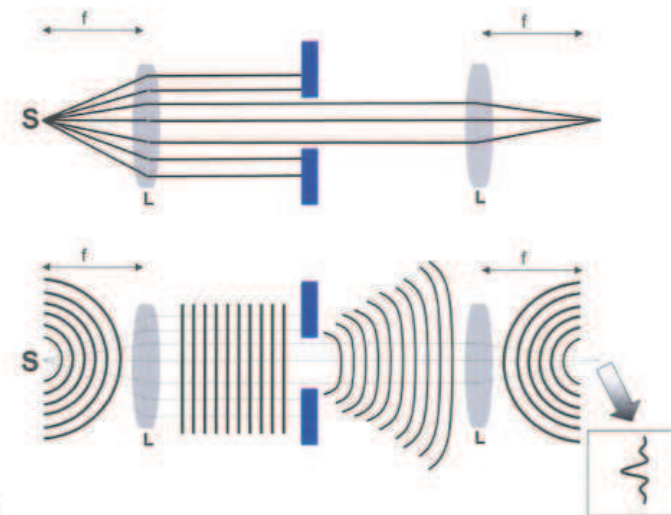


Figure 17: représentation schématique des différentes conceptions de la nature de la lumière (en haut nature corpusculaire ou optique géométrique: trajet en ligne droite avec arrêt des rayons lumineux par le moindre obstacle; et en bas, nature ondulatoire ou optique physique: propagation par front d'onde sphérique et déviation des rayons lumineux par le bord de l'obstacle avec obtention d'une image étalée à partir d'une source ponctuelle), source : D. Gatinel, LASIK collection Elsevier.

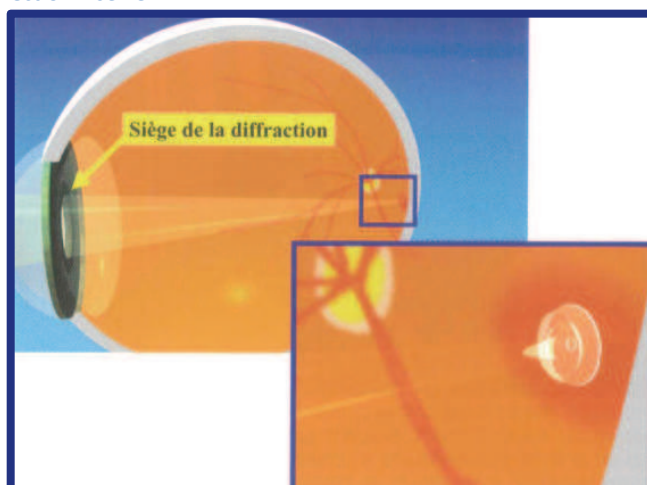


Figure 18: image rétinienne obtenue à partir d'un point source, ou tâche de diffraction aussi appelée tâche d'Airy quand la diffraction est la seule cause de modification du front d'onde (absence d'aberration optique). (source: D. Gatinel, LASIK collection Elsevier).

### 2.2.2. NOTION D'ÉTALEMENT ET FONCTION D'ÉTALEMENT DE POINT

La lumière tend vers son étalement au niveau rétinien proportionnellement à sa longueur d'onde et inversement proportionnel au diamètre pupillaire (diffraction et aberrations optiques) formant une tâche lumineuse. Celle-ci est constituée d'un disque central concentrant la majeure partie de l'intensité lumineuse, entouré de cercles concentriques d'intensité décroissante. On parle de tâche d'Airy lorsque le système est dépourvu d'aberration optique et se retrouve limité uniquement par la diffraction.

On pourrait appeler également ces taches focales des PSF, pour « Point Spread Function », ou FEP pour Fonction d'Étalement du Point.

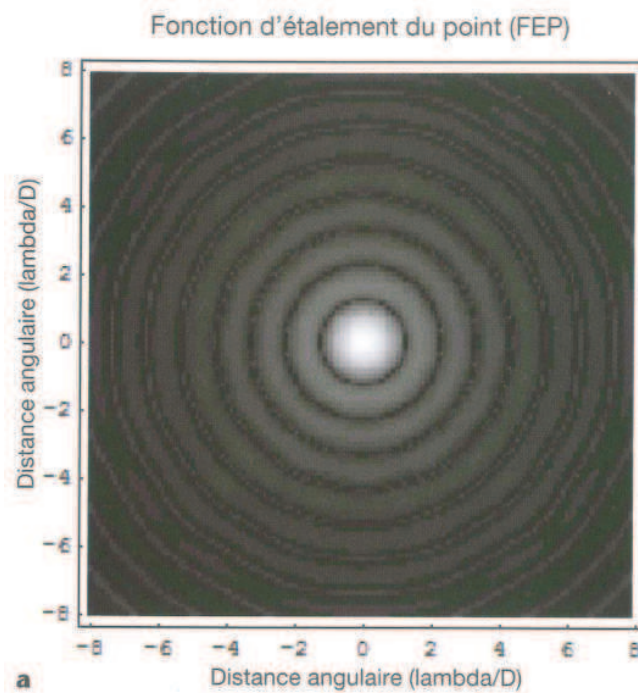


Figure 19: représentation en 2 dimensions de la FEP.

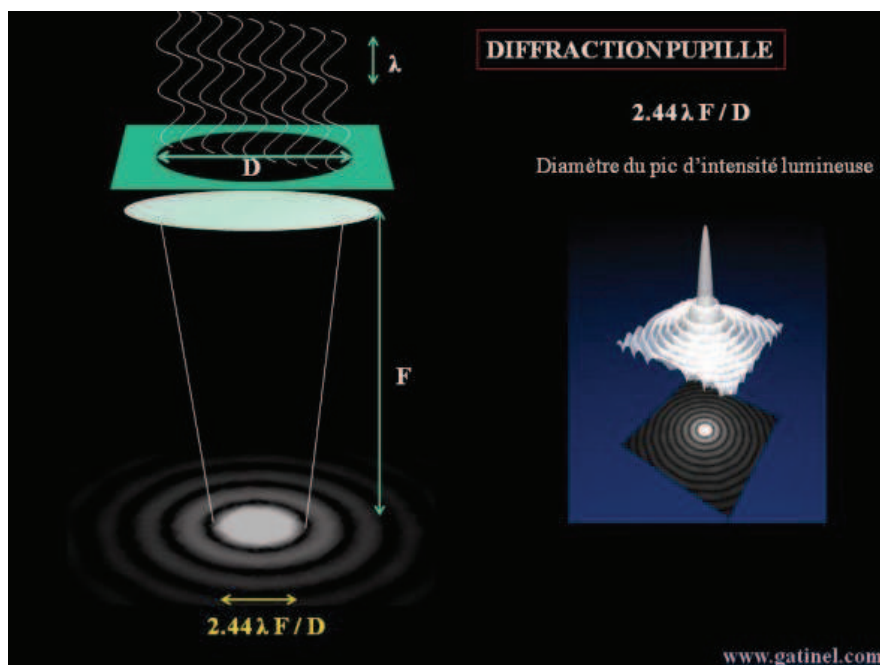


Figure 20: Répartition de l'intensité lumineuse en un disque central, entouré de cercles concentriques d'intensité décroissante. Calcul du diamètre du pic central par la formule:  $2,44 \times \text{longueur d'onde} \times \text{distance focale} / \text{diamètre pupillaire}$ . Source : D. Gatinel, [www.gatinel.com](http://www.gatinel.com).

Fonction permettant d'obtenir le diamètre du disque central :

$2,44 \times \text{longueur d'onde} \times \text{distance focale} / \text{diamètre pupillaire}$

Rq : soit environ  $4 \mu$  et  $13 \mu$  pour des diamètres pupillaires respectivement de 6 et de 2 mm.

### 2.2.3. NOTION DE POUVOIR SÉPARATEUR OU RÉOLUTION DE L'ŒIL :

Comme nous l'avons vu, un point est imagé comme un disque lumineux (largeur du pic d'intensité) sur la rétine. Le pouvoir séparateur repose donc sur la capacité de l'œil à séparer ces pics. À partir du critère de Rayleigh, on peut séparer ces pics à condition que leur espacement soit égal à environ la moitié du diamètre de chacun (soit leur rayon, égal à  $1.22 \lambda F / D$ ). Dans cette situation, les tâches focales empiètent un peu l'une sur l'autre, mais la somme des intensités de chaque tache focale fait qu'entre le centre des pics d'intensité et le point situé entre ceux-ci, il existe un différentiel d'intensité suffisant pour discerner les taches focales.

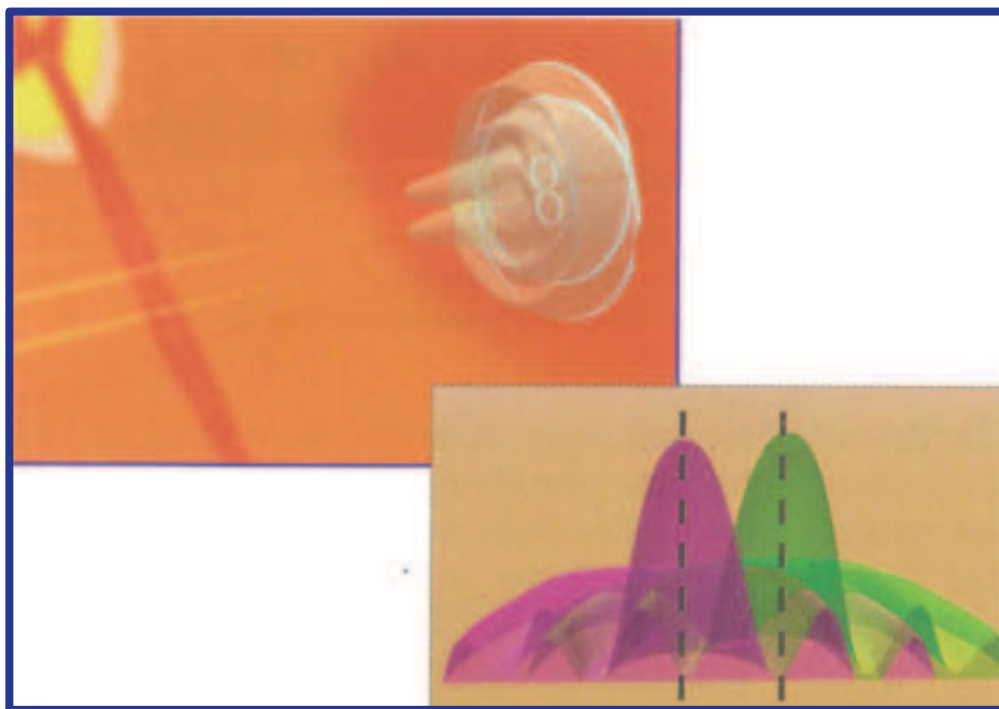


Figure 21: Images (tâches) de 2 points, leur distinction dépend de la distance qui les sépare et donc de l'espacement entre les 2 pics d'intensité de leur FEP. Source: D. Gatinel, LASIK collection Elsevier.



Figure 22: représentation des FEP en fonction de la distance entre 2 points objets. Pour que 2 points soient perçus distinctement ils nécessitent d'être suffisamment éloigner (image du milieu), dans le cas contraire les images se superposent (image de droite). Illustration : Naturoptic.

#### 2.2.4. CRITÈRES DE RAYLEIGH

Dans un œil « parfait » le front d'onde ne serait modifié que par la diffraction (absence d'aberration optique) et on comprend aisément que la limite de résolution est conditionnée par le diamètre de la tâche de diffraction.

Dans ces conditions, le critère de Rayleigh précise que le pouvoir séparateur maximal est atteint quand le maximum de l'intensité du disque d'Airy du premier point correspond au minimum de résolution du deuxième point.

Pour rappel :

Une acuité visuelle de 10/10 correspond à un angle de 1 min d'arc entre le pic d'intensité du premier point et le pic du second soit une image rétinienne de l'optotype concerné (E de Snellen par exemple) de 25  $\mu$  soit 5  $\mu$  pour chaque branche du E.

Une acuité visuelle de 20/10 est attendue pour un diamètre de 4 mm, avec un diamètre du disque d'Airy calculé à environ 6  $\mu$  (même ordre de grandeur que les cellules

photoréceptrices) soit une distance de  $3\ \mu$  entre les 2 pics d'intensité des 2 points observés.

Selon le critère de Rayleigh le pouvoir séparateur augmente avec le diamètre pupillaire hors en réalité au delà de 4 mm l'acuité visuelle n'augmente plus.

C'est pour des diamètres de 3 à 4 mm que l'on obtient généralement l'acuité visuelle de loin maximale d'un sujet, en deçà et au delà l'acuité visuelle maximale a tendance à baissé.

### **2.3. LES ABERRATIONS OPTIQUES ou AO**

Pour une longueur d'onde donnée, le diamètre de la tâche focale peut varier uniquement en fonction du diamètre : plus la pupille est petite, plus la diffraction augmente, et plus la tâche focale est large, dans le cas contraire (dilatation pupillaire) elle devrait être plus petite. En réalité, la mydriase induit l'augmentation du taux d'aberrations de haut degré, ce qui favorise l'élargissement de la fonction d'étalement. En cas de myopie, la mydriase augmente même rapidement la PSF, c'est pour cela en partie que les yeux myopes voient moins bien quand la luminosité diminue et que la pupille se dilate. Toutefois, on peut appliquer le même raisonnement à un œil myope à condition que celui ci bénéficie d'une correction (lunettes ou lentilles).

Il existe les aberrations monochromatiques, traduisant les imperfections optiques de l'œil vis-à-vis d'une lumière de longueur d'onde unique, et polychromatiques, avec des focales différentes propre à chaque longueur d'onde.

#### **2.3.1. LES ABERRATIONS MONOCHROMATIQUES**

La décomposition du front d'onde, modifié après passage dans l'œil, en différents polynômes élémentaires facilite leur étude.

Les polynômes de Zernike sont les plus utilisés, et correspondent à des outils mathématiques complexes qui permettent d'identifier et de quantifier ces aberrations monochromatiques.



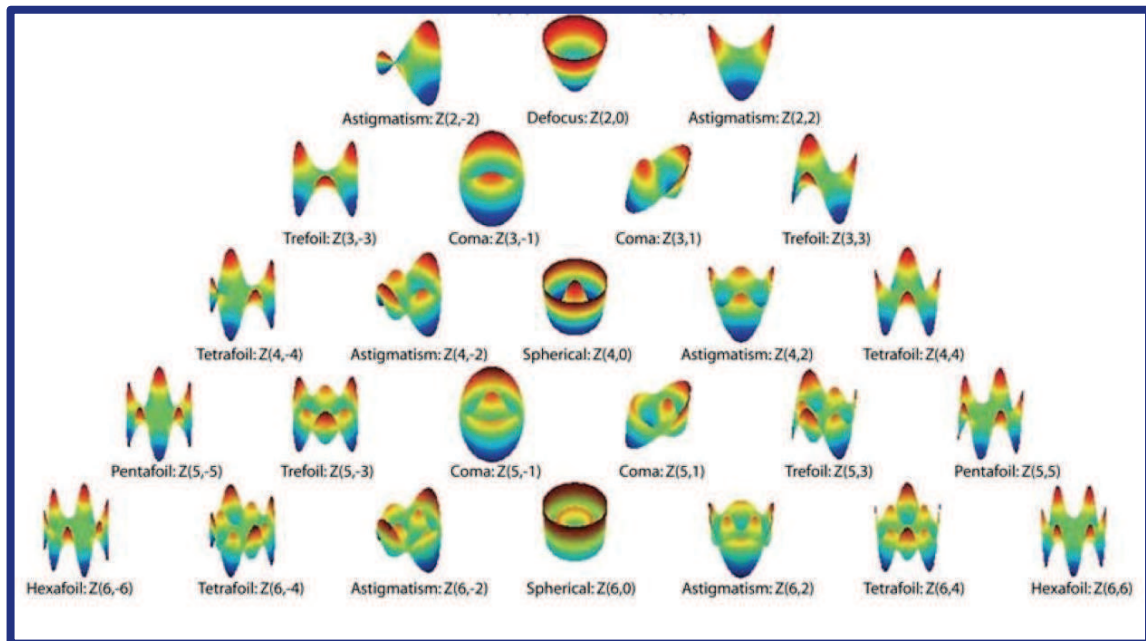


Figure 23: Polynômes de Zernike, pour l'analyse du front d'onde en fonctions mathématiques de déformations élémentaires (décomposition du front d'onde).

On distingue les aberrations « de bas degré » ou LOA pour Low Order Aberrations (le défocus myopique, hypermétropique et l'astigmatisme) qui déforment la partie centrale du front d'ondes à l'inverse de celles « de haut degré » ou HOA pour High Order Aberrations, qui concernent plus sa périphérie.

On peut donc considérer un œil corrigé de ses aberrations de bas degré, avec un diamètre de 3 mm comme « parfait » car l'acuité visuelle ne se retrouve limitée que par la diffraction.

L'augmentation du diamètre pupillaire va de paire avec l'augmentation des HOA induisant un flou rétinien, et une diminution des contrastes.

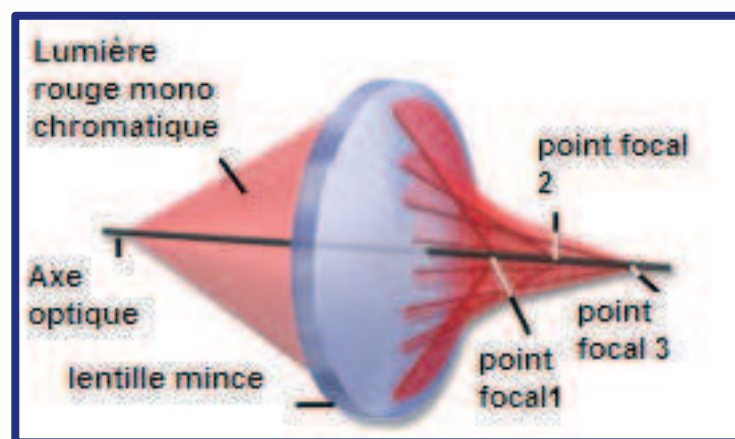


Figure 24: Aberrations sphériques (HOA) et multifocalité. Illustration: Naturoptic.

Ces altérations du front d'onde sont quantifiable grâce à la fonction d'étalement du point FEP et à la comparaison entre la dispersion lumineuse rétinienne de l'œil étudiée et celle d'un œil limité uniquement par la diffraction, à diamètres pupillaires équivalents.

Un des critères objectifs obtenus est celui de Strehl qui correspond au rapport du pic de l'intensité lumineuse entre ces 2 images, corrélé ainsi à la sensibilité aux contrastes.

Il est possible d'obtenir aussi une simulation de l'image perçue par l'œil par un système de convolution, permettant ainsi d'objectiver certaines plaintes fonctionnelles (après chirurgie réfractive par exemple).

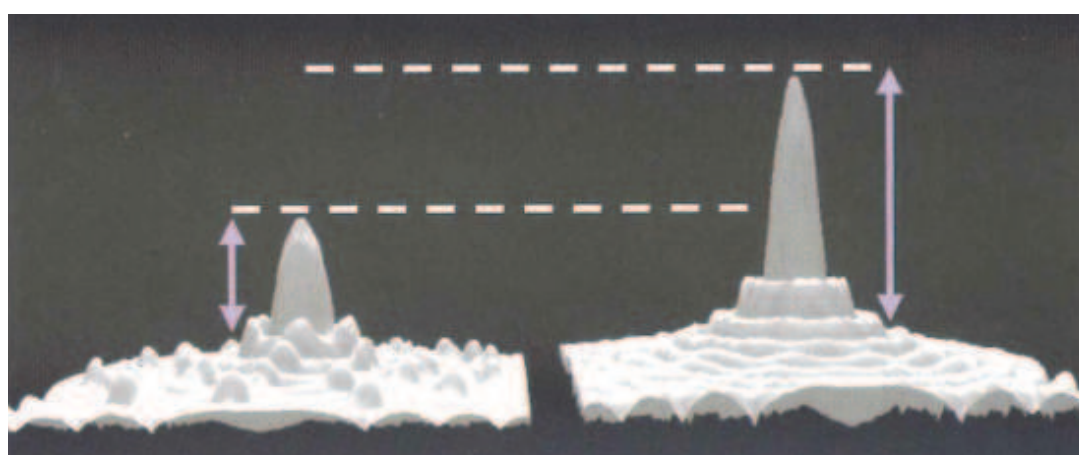


Figure 25: Strehl-ratio ou indice de Strehl. Illustration: D. Gatinel, [www.gatinel.com](http://www.gatinel.com).

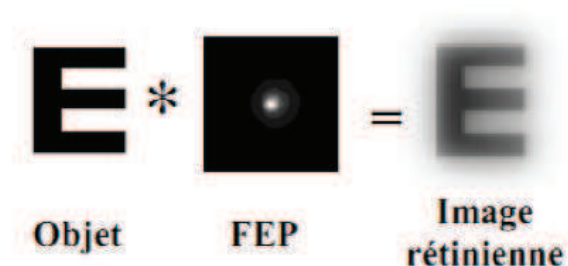


Figure 26: Image rétinienne obtenue en simulation (FTM) grâce à un outil mathématique, la convolution.

À partir de la transformée de Fourier de la FEP on peut calculer le rapport entre les contrastes respectifs de l'image projetée et de l'image rétinienne autrement appelée FTM pour « Fonction de transfert de modulation ». Elle traduit la fidélité de restitution des contrastes et la définition de l'image.



Autant d'outils d'analyse facilitant la compréhension et la prise en charge thérapeutique des différentes plaintes fonctionnelles des patients (éblouissements, diplopie monoculaire, halos).

Il est bon de noter l'effet bénéfique et l'importance de certaines HOA, en particulier « sphériques » qui permettent d'augmenter la profondeur de champ.

Ainsi nous comprenons que certains sujets, présentant un taux élevé de HOA, puissent avoir de meilleures performances visuelles.

### **2.3.2. LES ABERRATIONS POLYCHROMATIQUES**

Elles sont dues à la différence d'indice de réfraction des différentes structures traversées par la lumière (cornée, humeur aqueuse, cristallin) induisant une différence de réfringence de l'œil en fonction de la longueur d'onde.

C'est ainsi que dans l'œil emmétrope la lumière bleue (de l'ordre de 400 nm) focalisera en avant de la rétine et la lumière rouge (de l'ordre de 700 nm) en arrière.

Plus la longueur d'onde est élevée et moins le faisceau est dévié.

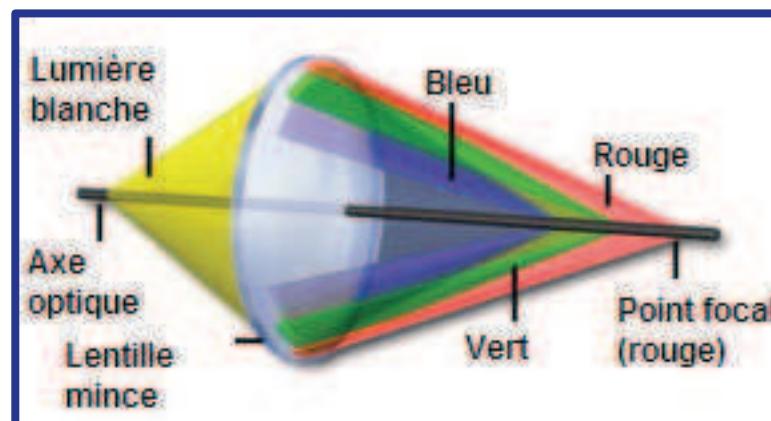


Figure 27: Aberrations chromatiques, multifocalité des faisceaux lumineux selon leur longueur d'onde.  
Illustration: Naturoptic.

Cette caractéristique est utilisée en clinique pour déterminer la sus ou sous-correction d'un patient (test duochrome).

Elles sont parfois à l'origine d'une baisse de l'acuité visuelle et de la sensibilité aux contrastes du fait d'une image rétinienne plus étalée et moins intense.

Cependant elles jouent un rôle dans l'ajustement de la réponse accommodative en effet elle est plus efficace en lumière blanche (polychromatique) qu'en lumière monochromatique.

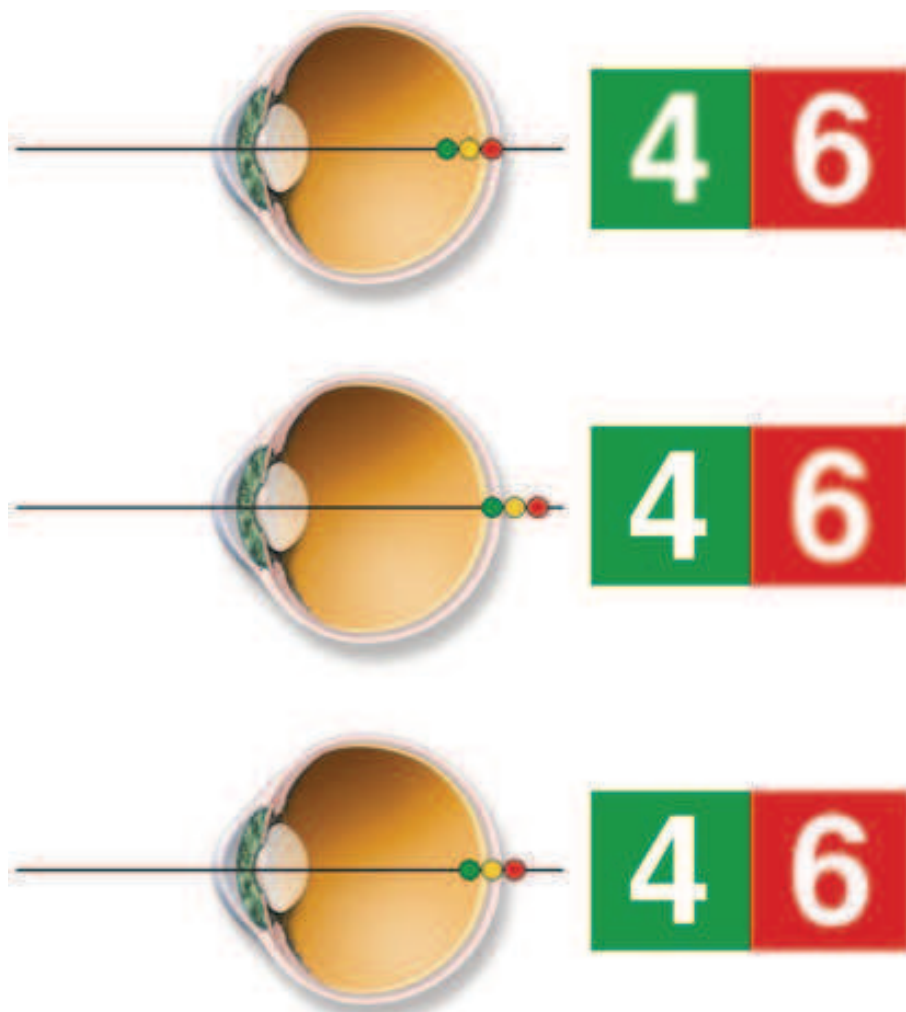


Figure 28: Test duochrome ou "rouge-vert" l'idéal est que les image dans les 2 couleurs soient perçues aussi nettes. Illustration: B. Cochener et al., SFO, Rapport de la presbytie 2012.

## **2.4. LA DIFFUSION**

La diffusion est le phénomène par lequel un rayonnement, comme la lumière, le son ou une particule en mouvement, est dévié dans de multiples directions (on peut parler d'« éparpillement ») par une interaction avec d'autres objets. La polarisation du rayonnement incident est en général modifiée suite à la diffusion. La diffusion peut être également répartie dans toutes les directions (isotrope) ou obéir à un patron de réémission bien particulier selon le milieu traversé (anisotrope). En particulier, la partie de l'onde incidente qui est retournée dans la direction d'où elle a été émise est appelée rétrodiffusion. Ce phénomène arrive lorsque l'onde rencontre un objet de taille inférieure ou égale à sa longueur d'onde.

La diffusion peut avoir lieu à la rencontre d'une interface entre deux milieux (dioptre), ou à la traversée d'un milieu (cas de la décomposition de la lumière par un prisme ou effet de l'arc-en-ciel).

Une grande variété d'hétérogénéités de petite échelle, qui diffusent la lumière, existe dans les tissus transparents de l'œil. En outre, des réflexions ont lieu sur les différentes surfaces, y compris sur la rétine.

La moitié de la lumière diffusée provient du cristallin. Un quart environ est issu de la cornée et un autre quart de réflexions rétinienne. Il y a en fait assez peu de diffusion dans l'humeur aqueuse et dans le vitré. La quantité de lumière diffusée augmente avec l'âge, probablement essentiellement à cause de l'opacification progressive du cristallin.

## **2.5. FACTEURS OCULAIRES NEUROLOGIQUES**

Liés à la qualité de la stimulation des cellules photoréceptrices et de la transduction de l'énergie lumineuse en variations de potentiels membranaires de ces dernières.

### 3. FACTEURS INFLUENÇANT LA PROFONDEUR DE CHAMP ou DOF (*depth of field*)

#### 3.1. FACTEURS LIÉS À LA CIBLE

Des facteurs intrinsèques à la cible peuvent influencer la DOF comme la taille angulaire de celle-ci, son contraste, ou tout simplement sa nature (facteurs cognitifs).

##### 3.1.1. TAILLE ANGULAIRE DE LA CIBLE

Son effet sur la DOF a déjà été étudié. Il peut être important, c'est le cas des caractères d'imprimerie, qui varient le plus souvent de 9 à 12 points (Times New Roman), soit d'environ 0,4 logMar à 0,5 logMar à 40 cm.

La majorité des auteurs mesurent une augmentation de la DOF avec la taille de la lettre.

Certains ont mis en évidence que la DOF était augmentée de 1,6 à 2,1 fois en modifiant d'une taille de lettre de 0 à 0,7 logMar, en fonction du diamètre pupillaire et du flou étudié<sup>26</sup>. Dans une étude antérieure, ils avaient mesuré que la DOF (flou juste détectable) augmentait d'un facteur 1,75 entre -0,2 et 0,8 logMar, pour un diamètre pupillaire de 4 mm. La figure ci-dessous résume une grande partie de ces résultats d'une taille de lettre de -0,2 logMar à 1 logMar<sup>27</sup>.

A partir de tous ces résultats, il semble que la profondeur de champ varie linéairement entre 0 logMar et 0.6 logMar, suivant une pente de 0.7 D/logMar.

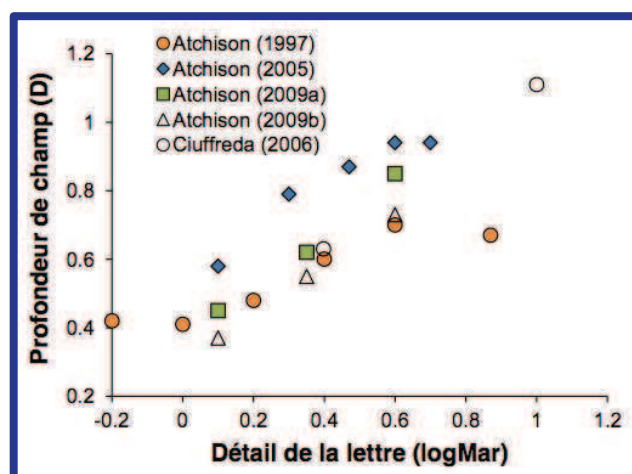


Figure 29: Variation de la profondeur de champ en fonction du détail de la lettre pour un critère de flou juste détectable dans différentes études.

### **3.1.2. FACTEURS COGNITIFS**

La nature même de la cible, à savoir s'il s'agit de lettres isolées, de groupements de lettres, d'un texte, ou d'une image (forme irrégulière,...) influence la DOF.

En effet une augmentation de la DOF a été constatée en présentant aux sujets un ensemble de lettres à la place d'une seule lettre.

Il a été mesuré une augmentation de la DOF d'un facteur 1,45 en utilisant un groupe de 3 lettres<sup>26</sup> plutôt qu'une lettre isolée<sup>27</sup> d'acuité 0,3 logMar et 0,6 logMar. et selon d'autres auteurs, une augmentation de 1,32 et 1,28, en comparant la DOF mesurée sur un texte ou une lettre isolée d'acuité 0,4 logMar<sup>28,29</sup>.

Certaines études ont constaté la DOF, mais en utilisant différents motifs irréguliers en noir et blanc. Une grande variabilité existe en fonction de la cible.

Ainsi, une DOF peut aller de 0,05 D<sup>30</sup>, à peine détectable, à 0,88 D pour un même critère et une même pupille de 2 mm<sup>31</sup>, voire à des valeurs beaucoup plus importantes de 1,70 D et 1,35 D<sup>28,29</sup>.

### **3.1.3. CONTRASTE**

La DOF varie également en fonction du contraste : elle est plus élevée sur une cible faiblement contrastée (21%) que sur une cible de fort contraste (100%), d'un facteur 1,14<sup>27</sup>. Ce résultat conforte ceux de précédentes études<sup>30,31</sup>.

### **3.1.4. LA LONGUEUR D'ONDE**

Pour un diamètre pupillaire de 2 mm et à faible intensité lumineuse, entre 500 et 690 nm, la DOF resterait stable et comparable à la DOF mesurée en lumière blanche (0,59 D) et elle augmenterait à 0,8 D entre 410 et 500 nm<sup>31</sup>.

Pour un diamètre pupillaire de 6 mm on peut constater un pic minimal de DOF autour de 580 nm (0,26D) pour augmenter vers 400 et 700 nm (0,44 D et 0,36 D).

Ce constat serait dû :

- À la différence de pouvoir de définition rétinienne en fonction de la longueur d'onde (l'AV diminue dans le même sens que la longueur d'onde).
- À l'effet Stiles-Crawford : l'efficacité lumineuse de rayons incidents sur un cône est inférieure lorsque cette incidence n'est pas dans l'axe du photorécepteurs. Ainsi, un faisceau périphérique sera moins efficace qu'un faisceau pénétrant par le centre de la pupille <sup>32</sup>.

Ainsi les courtes longueurs d'onde étant moins déviées, l'éclairement rétinien sera moins important aboutissant à une augmentation de la DOF.

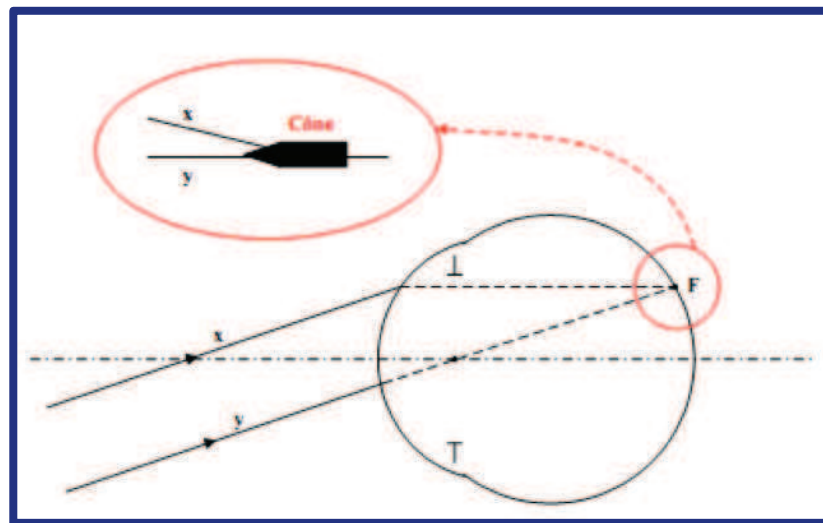


Figure 30: Effet Stiles-Crawford.

L'effet des aberrations de l'œil étant croissant avec le diamètre de la pupille, celui-ci est limité par l'effet Stiles-Crawford <sup>33</sup>.

### 3.2. FACTEURS LIÉS AU SUJET

#### 3.1.5. LE DIAMÈTRE PUPILLAIRE

L'optique géométrique permet d'expliquer la diminution du DOF par l'augmentation de l'aire pupillaire.

La tâche lumineuse rétinienne (image d'un point source) sera d'autant plus grande que le diamètre pupillaire est important, du fait de l'augmentation du taux d'aberrations optiques de haut degré malgré la diminution de l'effet diffractif. Si l'on considère que les limites de la DOF interviennent pour une même quantité de flou, il semble alors logique que la profondeur de champ pour une pupille de diamètre inférieur soit plus importante.

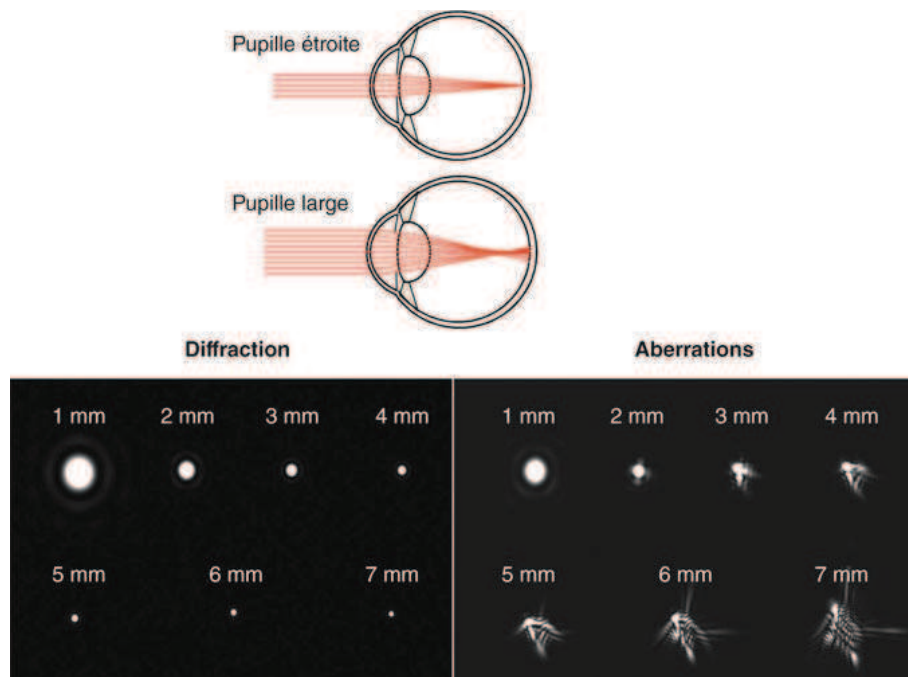


Figure 31: Effet du diamètre pupillaire sur l'étalement lumineux rétinien (FEP), l'augmentation de la pupille d'entrée induit une diminution de l'effet de diffraction mais l'augmentation du taux d'aberration optique de haut degré. Illustration: B. Cochener et al., SFO, Rapport de la presbytie 2012.

Cet effet pupillo-dépendant est décrit dans de multiples études. Il a été constaté une diminution d'un facteur 1,25 à 1,50 de la DOF lors du passage d'un diamètre pupillaire de 2 à 6 mm en fonction de la taille de la cible <sup>27</sup>, de 1,14 à 1,17 <sup>26</sup> et plus récemment de 1,21 à 1,28 lors du passage de 3 à 6 mm <sup>34</sup>, de 1.39 lors du passage d'une pupille de 3.5 mm à 5 mm <sup>35</sup>.

Cet effet est présent mais moins marqué lors du passage d'une pupille de 4 mm à 6 mm, de 1.01 à 1.21 mais est toujours inférieur au passage de 3 mm à 6 mm. Cet effet diminué de la taille de la pupille au-delà de 4 mm avait déjà été souligné par d'autres études <sup>27,36,37</sup>.

### 3.1.6. LES ABERRATIONS SPHÉRIQUES

Ce sont des aberrations optiques monochromatiques de haut degré (degré radial 4 selon les polynômes de Zernike) caractérisées par une focalisation excessive (aberration sphérique positive) ou insuffisante (aberration sphérique négative) des rayons lumineux réfractés au niveau des bords de la pupille vis à vis de ceux réfractés au niveau du centre de la pupille <sup>38</sup>.

En fonction du caractère excessif ou insuffisant de la réfraction des rayons périphériques, on attribue un signe positif ou négatif à l'aberration sphérique.

Ce terme est souvent confondu avec l'asphéricité, qui est propre à la géométrie de la surface considérée, et non à ses propriétés réfractives. L'aberration sphérique implique un déphasage du front d'onde qui est souvent exprimé comme un polynôme de Zernike d'ordre 4 (Z4,0).

Le coefficient RMS (Root Mean Square, correspondant au retard induit sur le front d'onde entrant) de ce terme de Zernike est proche de 0.15 microns pour une pupille de 6 mm chez la plupart des patients jeunes et indemnes d'affections oculaires (aberration sphérique positive)<sup>39</sup>.

L'œil humain présente un taux légèrement positif pour l'aberration sphérique: il existe une différence entre la puissance optique totale (cornée et cristallin) d'environ 0,5 D, entre la périphérie et le centre de la pupille irienne (pour un diamètre de 6 mm).

La présence d'une cataracte nucléaire implique parfois une inversion du signe de l'aberration sphérique oculaire (ceci est lié à l'induction d'un excès de puissance réfractive au niveau du noyau du cristallin opacifié). Cette inversion explique l'amélioration de l'acuité visuelle de près non corrigée (myopisation centrale).

La cornée est physiologiquement asphérique car sa courbure locale tend à se réduire en périphérie (cette asphéricité est prolate, synonyme de réduction de la courbure locale vers les bords), mais génère tout de même un certain taux d'aberration sphérique positive. Le cristallin compense une partie des aberrations optiques cornéennes, mais au final, l'œil présente un taux d'aberration sphérique légèrement positif, et d'autant plus prononcé que la pupille se dilate<sup>40</sup>.

Ainsi 2 notions importantes sont à retenir :

- *Les aberrations sphériques négatives comme certaines aberrations de haut degré augmentent la profondeur de champ*
- *Les aberrations sphériques comme les autres HOA diminuent avec le diamètre pupillaire.*



## 4. LE STÉNOPÉ

Un sténopé est un dispositif optique très simple permettant d'obtenir un appareil photographique dérivé de la camera obscura. Il s'agit d'un trou de très faible diamètre. Par extension, on appelle ainsi l'appareil photographique utilisant un tel dispositif.

### 4.1. PRINCIPE

Un appareil photographique à sténopé se présente sous la forme d'une boîte dont l'une des faces est percée d'un trou minuscule qui laisse entrer la lumière. Sur la surface opposée à cette ouverture vient se former l'image inversée de la réalité extérieure, que l'on peut capturer sur un support photosensible, tel que du papier photographique. Comme l'œil, le sténopé capture des images inversées du visible.

Du fait de la petitesse de l'orifice permettant à la lumière de pénétrer à l'intérieur de l'appareil et de l'absence de focalisation, le temps nécessaire pour impressionner la surface photosensible est très long. Selon la taille de l'appareil et de l'ouverture, il peut se chiffrer en secondes ou en heures. Le trou du sténopé est minuscule, par conséquent, il permet une plus grande latitude d'exposition et offre une très grande profondeur de champ (presque à l'infini).

### 4.2. HISTORIQUE

Le principe de la camera obscura était déjà connu dans l'Antiquité à l'époque d'Aristote, environ 300 ans avant JC. Au X<sup>ème</sup> siècle, le scientifique arabe Ibn al-Haytham (Bassorah 965- Le Caire 1039) en a fait une description très précise dans une œuvre intitulée Kitab al-manazir, et est considéré comme le père de l'optique moderne. Des reproductions fidèles de paysage étaient réalisées à l'aide de l'image inversée obtenue. Et bien que cela ne soit pas formellement établi, il est possible que la première photographie (Joseph Nicéphore Niépce) ait été prise avec un sténopé.



Figure 32: Illustration de la camera obscura utilisé par les scientifiques arabes 10e siècle après JC.



Figure 33: La première photographie prise à l'aide d'un sténopé représente une aile d'une propriété de Saône-et - Loire, Niépce JN, 1827.

La première formule pour déterminer le diamètre du trou fut énoncée par l'autrichien Joseph Petzval en 1857. Le futur prix Nobel, John William Strutt Rayleigh établira une formule dans les années 1880 en travaillant sur les télescopes.

#### 4.3. LE TROU STÉNOPÉIQUE

Le principe du sténopé est très connu des ophtalmologistes et fait partie intégrante de son activité quotidienne.

Il se présente sous la forme d'un disque noir percé d'un trou de 0,75 à 2 mm de diamètre (1 mm en moyenne). Il permet dans certains cas d'améliorer l'acuité visuelle.

Il n'agit pas en changeant la focalisation du rayon lumineux entrant mais en diminuant la surface du cercle de diffusion et en éliminant les faisceaux les plus périphériques qui engendrent plus d'aberrations optiques (de haut degré) et augmentent la tâche de diffusion rétinienne, et en éliminant les faisceaux diffractés pour certaines altérations des milieux transparents.

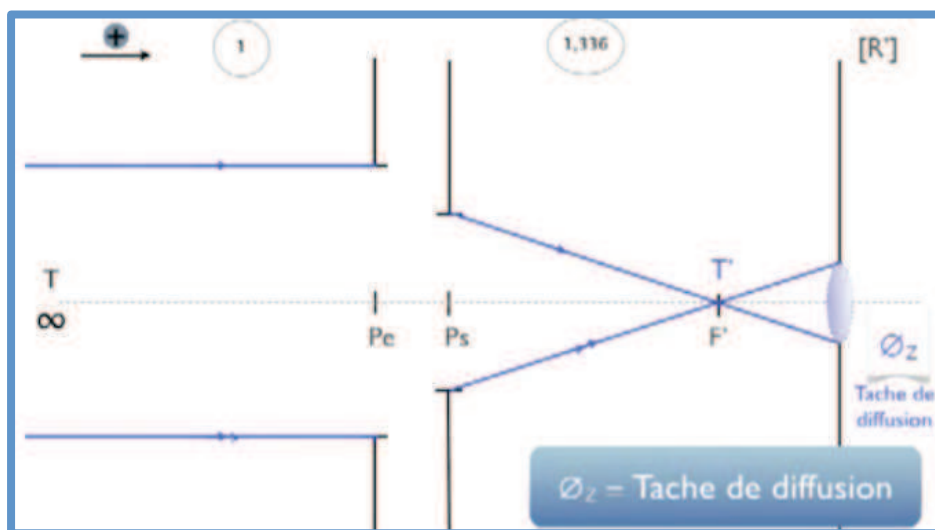


Figure 34: Pupille d'entrée large, tâche de diffusion rétinienne importante.

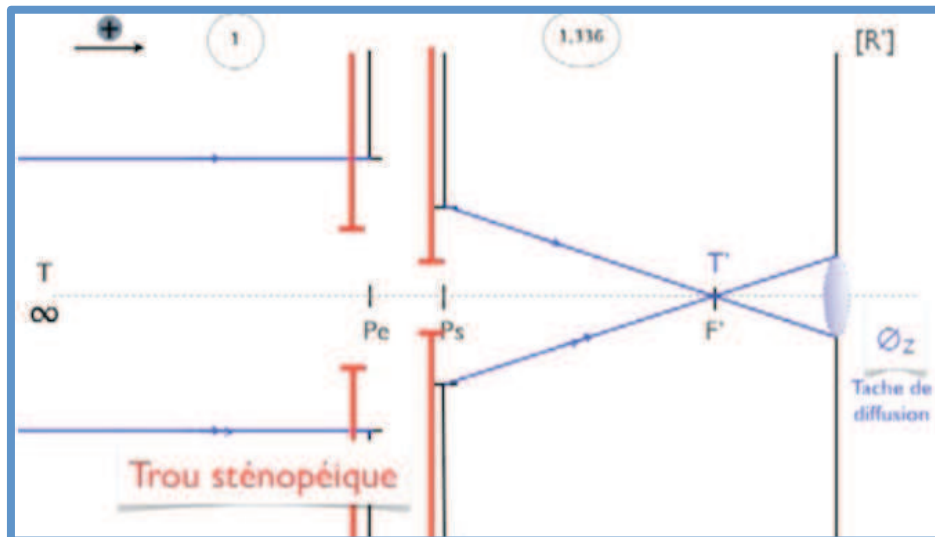


Figure 35: mise en place du sténopé, réduction artificielle du diamètre de la pupille d'entrée et de sortie.

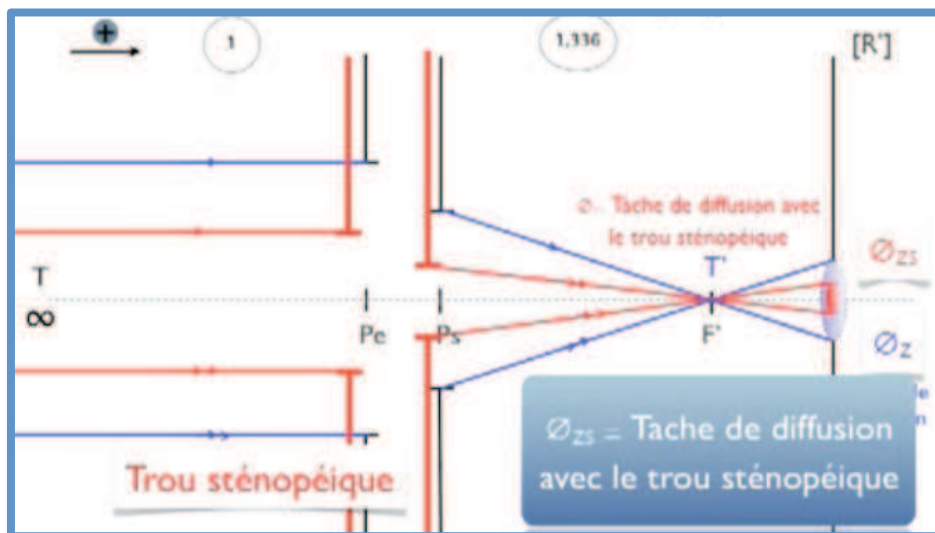


Figure 36: Les rayons lumineux sélectionnés permettent de diminuer la tâche de diffusion, le flou rétinien, l'AV est donc améliorée.

Sans effet dans le cas des amblyopies fonctionnelles, voire aggravant les baisses d'acuité visuelle d'origine neurosensorielle (amblyopie organique par diminution du contraste), il permet en revanche de réduire les baisses d'acuité visuelle d'origine optique :

- Soit par amétropie sphérique (myopie et hypermétropie) ou cylindrique ;
- Soit par trouble hétérogène des milieux. Le diaphragme permet d'isoler les zones de transparence satisfaisante au niveau de la cornée, du cristallin, ou du vitré ;
- Soit par orifice pupillaire trop grand, pathologique, traumatologique ou thérapeutique (augmentant ainsi les aberrations optique de haut degré et la tâche de diffusion).

Bien que devant être le plus près possible de l'œil, le trou sténopéique doit toujours être placé en avant de l'éventuelle correction optique.

En conséquence de manière générale s'il existe une amélioration d'acuité visuelle après interposition du trou sténopéique, c'est qu'il existe sûrement une amétropie pouvant être corrigée.

# CHAPITRE 3 : TRAITEMENTS DE LA PRESBYTIE

---

Le choix des corrections et de leur éventuelle association a pour objectif d'aboutir aux meilleures performances visuelles non corrigées dans deux ou plus des différentes distances fonctionnelles correspondant aux distances fonctionnelles courantes :

- *vision de près* (lecture, écriture, bricolage) et vision rapprochée (couture, épilation, modélisme)
- *vision intermédiaire* (écran informatique, menu au restaurant, titres de journaux, expositions) ;
- *vision de loin* (conduite en ville, télévision, cinéma) et vision à grande distance (indications routières, noms de rue, sortie et correspondances de métro, sous-titres au cinéma, chasse, golf).

## 1. TRAITEMENTS BASÉS SUR LA MONOVISION

La plus simple et la plus ancienne des techniques de compensation chirurgicale, ou non chirurgicale (lentilles de contact), de la presbytie consiste à favoriser la vision de loin sur un œil dit « dominant » (en général l'œil droit chez un droitier) et la vision de près sur l'autre œil, dit « non dominant ».

Cette dominance oculaire existe chez la très grande majorité des sujets et correspond souvent à l'œil directeur, ce qui explique qu'on vise (photographie, tir au fusil...) toujours avec le même œil. Le cerveau est capable de sélectionner spontanément l'image la plus importante des deux images de loin et de près qui sont perçues par la rétine en fonction du contexte cognitif.

Cette monovision, ou « bascule », est appliquée depuis de très nombreuses années notamment pour les lentilles de contact, la chirurgie de la cataracte, les implants phakes et la chirurgie cornéenne au laser (LASIK, photokératectomie réfractive PKR).

Toutes les méthodes de chirurgie réfractive permettant d'induire une myopie peuvent être appliquées à la monovision.

La monovision est en compétition dans chaque indication avec une approche multifocale de la compensation chirurgicale de la presbytie.

Les avantages et les limites classiques de la monovision ont été caractérisées dans de nombreuses études scientifiques, souvent de façon comparative avec l'approche multifocale.



Figure 37 : représentation schématique du principe de la monovision. Source Naturoptic..

### 1.1. AVANTAGES DE LA MONOVISION

#### ➤ *Technique simple*

La monovision est un principe prédictible, facile d'instauration et moins onéreuse que les systèmes multifocaux <sup>41</sup>.

Une correction complémentaire est aussi plus facile à associer pour compenser efficacement une insuffisance de performances visuelles dans certaines situations comme la conduite de nuit, le travail très rapproché et la vision intermédiaire.



En effet il est possible de lui combiner :

- une simple correction complémentaire par « retouche » chirurgicale (laser),
- une correction par lunettes ou lentilles pour la vision de loin et/ou de près et/ou intermédiaire.

En revanche, la prescription de verres progressifs est limitée par l'anisométrie (différence de puissance réfractive), et ses conséquences : l'anisophorie (déviations des axes visuels dans le plan horizontal) et l'aniséiconie (perception d'images de taille différente par chaque œil due à un effet prismatique).

### ➤ *Technique sûre*

La monovision à l'opposé des systèmes multifocaux, présente moins d'événements indésirables imprévisibles (sous correction, halos, problèmes de vision nocturne). Et contrairement à ces derniers, elle ne représente pas de contre-indication devant une susceptibilité à des pathologies neurosensorielles.

Son efficacité a largement été démontré mais le choix et la maîtrise de la technique chirurgicale restent cependant importants : le LASIK permet d'obtenir des résultats de monovision chez l'emmétrope plus prédictibles, plus stables et avec moins d'astigmatisme induit que la kératoplastie conductive dans une étude comparative, alors que, pour le public américain, ces méthodes ont été longtemps présentées comme similaires <sup>42</sup>.

### ➤ *Technique efficace*

Les résultats visuels des études de monovision sont relativement homogènes pour la correction de la vision de loin, intermédiaire et de près.

La tolérance d'une mini-monovision (- 1,5 D) ou micro-monovision (- 0,75 D) obtenue par LASIK semble excellente <sup>43</sup>.

Le niveau d'acuité visuelle non corrigée de près dépend directement du niveau d'anisométrie choisi <sup>44</sup>.

Chez les sujets hypermétropes presbytes traités, 95 % des patients ont une acuité de 10/10 et P5, et 81 % ont P2 <sup>45</sup>.



Une différence de 1,5 D à 2 D est facilement tolérée tant qu'il n'existe pas d'astigmatisme associé, que l'âge des patients se situe entre quarante-huit et cinquante-cinq ans et que la dominance oculaire est peu marquée <sup>46,47</sup>.

Dans une étude comparative chez le pseudophake, l'indépendance en lunettes était obtenue dans 80 % des cas en monovision, 65 % avec des implants multifocaux et 15 % avec des implants monofocaux symétriques <sup>44</sup>.

### ➤ **Qualité de vision :**

La monovision présente globalement une bonne sensibilité au contraste même si elle est un peu altérée en condition scotopique <sup>48</sup>.

Elle présente peu d'effets visuels indésirables (halos, diplopie) et des meilleures performances en vision de près qu'avec des lentilles multifocales. Toutefois avec une vitesse de lecture sans différence statistique significative (environ 350 caractères par minutes) <sup>49</sup>.

## **1.2. INCONVÉNIENTS DE LA MONOVISION :**

Ils sont modérés et mal répertoriés dans la littérature.

Les principaux problèmes rencontrés sont :

- La difficulté d'identification ou de choix de l'œil dominant
- des performances visuelles binoculaires diminuées par rapport à la somme des performances de chaque œil .
- Une altération de la vision binoculaire ou plutôt stéréoscopique (vision du relief) avec perte de la fusion, de la sommation binoculaire <sup>50</sup>
- La réduction du champ visuel <sup>51</sup>
- Un retentissement moteur et postural <sup>52</sup>
- Une altération de la performance visuelle pour les tâches complexes ou nécessitant une attention prolongée (la conduite de nuit, la couture, la lecture d'un livre) <sup>53</sup>

- La limite de l'acuité visuelle réglementaire en vision de loin ou de près (permis, pilote aérien, professions de sécurité)
- Une fatigue visuelle
- L'insuffisance de couverture des trois domaines de la vision (problème de la « troisième focale ») ;
- La nécessité d'une neuroadaptation de plusieurs semaines, plusieurs mois et peut être absente pour certain <sup>46</sup>.

## 2. TRAITEMENTS BASÉS SUR LA MULTIFOCALITÉ

La multifocalité est la capacité d'un système optique donné, d'induire plusieurs focales pour un même faisceau lumineux incident.

Elle repose sur l'induction simultanée d'une vision utile de loin et de près sur chaque œil <sup>54</sup>. Au lieu d'obtenir un seul point image d'un point objet (on parle de stigmatisme), on obtient plusieurs focales.

Un système stigmat (monofocal) présente l'avantage de délivrer une image très nette en revanche une profondeur de champ très réduite. En effet tout objet situé en avant ou en arrière de ce point objet fixé, sera vu flou, conséquence d'une acuité visuelle qui se dégrade rapidement.

Un système multifocal sera moins performant en terme de résolution, ou d'acuité visuelle, pour un point donné mais va en revanche fournir une plus grande plage de netteté acceptable en augmentant la profondeur de champ.

Cette multifocalité est présente de manière physiologique dans l'œil humain, et, est fonction de :

- L'asphéricité cornéenne : on parle de cornée prolata lorsque le rayon de courbure augmente du centre vers la périphérie de la cornée ou de cornée oblate lorsqu'il diminue. La puissance réfractive est inversement proportionnelle au rayon de courbure. La grande majorité des cornées humaines sont de type prolata convergent plus les rayons incidents au centre par rapport à ceux en périphérie. Le coefficient d'asphéricité est aussi appelé

facteur Q qui est négatif pour une cornée prolate, positif pour une cornée oblate et nul pour une surface sphérique.

- L'asphéricité cristallinienne
- La présence d'aberrations optiques (de bas degré essentiellement pour un œil emmétrope).

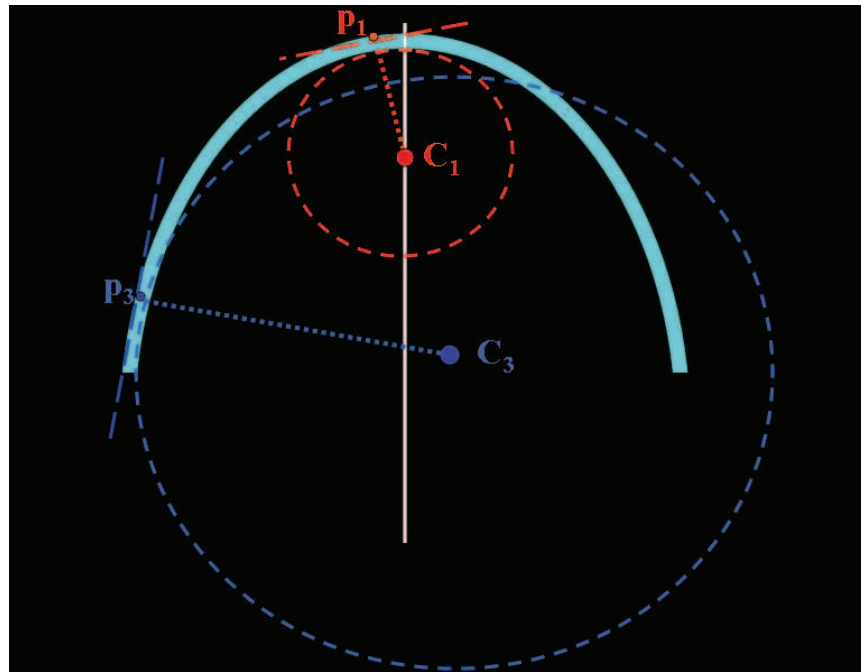


Figure 38: représentation schématique d'une cornée prolate (bleu clair) et les rayons de courbure correspondant à la zone apicale en rouge [C1P1] et à la périphérie de la cornée en bleu foncé [C3P3]. Source D. Gatinel ([www.gatinel.com](http://www.gatinel.com)).

Chez l'homme, l'aberrométrie montre effectivement qu'il existe à l'état normal une multifocalité :

- statique, par modulation des aberrations optiques d'ordre inférieur (myopisation croissante en fonction du diamètre de la pupille d'entrée, augmentation de l'astigmatisme) ;
- dynamique, par modulation des aberrations d'ordre supérieur (diminution de l'aberration sphérique positive, augmentation de l'aberration sphérique négative, augmentation de la coma) au cours de l'accommodation physiologique <sup>55</sup>.

## 2.1. LES VERRES CORRECTEURS

L'évaluation de la qualité de vision après compensation chirurgicale multifocale de la presbytie doit être envisagée de façon comparative avec l'alternative optique offerte par le port de lunettes. L'impact des verres bi- ou multifocaux sur la qualité de vision est donc important à connaître.

L'utilisation de verres bifocaux ou trifocaux entraîne un saut brutal (*jump*) de taille et de position d'image lors du passage de la ligne de vue sur la zone de séparation (*ledge*) des segments optiques de puissance et d'effet prismatique différents. Il existe à ce niveau une bande de non-focalisation (scotome). Les verres bifocaux pénalisent également la vision intermédiaire non corrigée. Ces inconvénients expliquent qu'actuellement moins de 20 % des presbytes préfèrent les bifocaux aux verres progressifs récents.

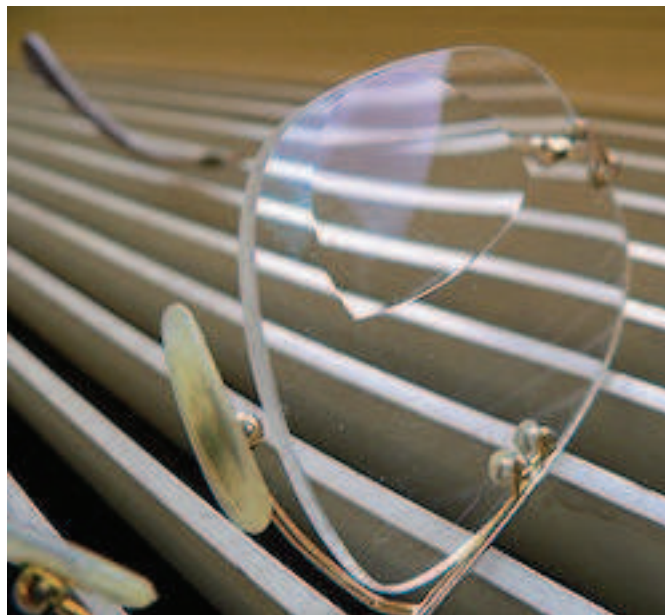


Figure 39: verre bifocal.

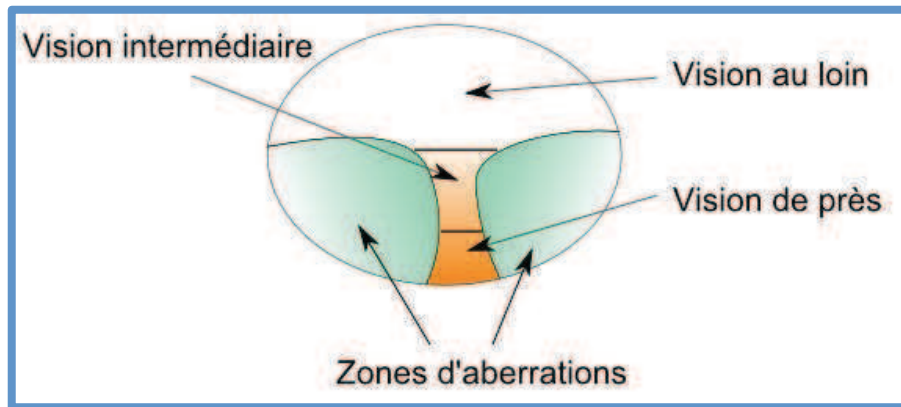


Figure 40: représentation schématique de la conception d'un verre progressif.

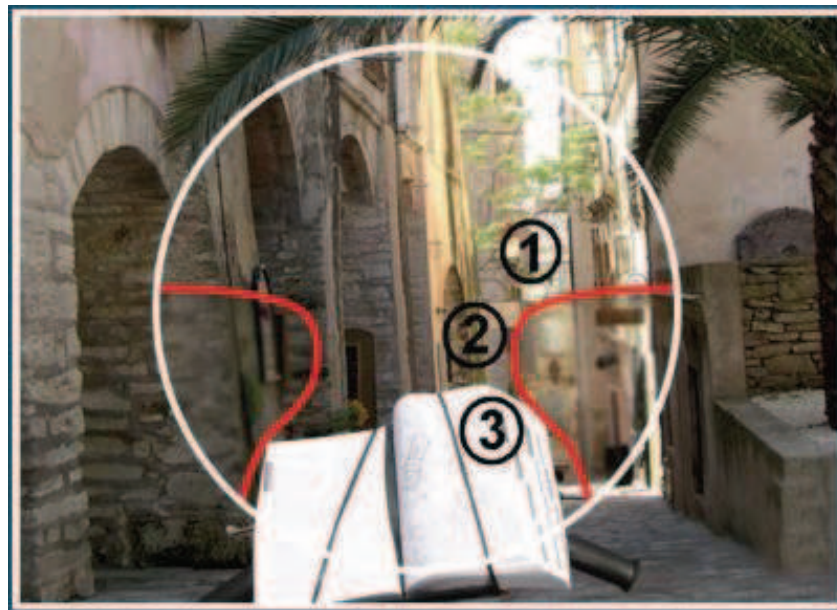


Figure 41: simulation des performances visuelles d'un verre progressif pour les différentes zones optiques (1 : vision de loin, 2 : vision intermédiaire, 3 : vision de près).

Depuis leur mise au point il y a plus de cinquante ans <sup>56</sup>, les verres multifocaux progressifs se sont constamment améliorés pour compenser les limitations optiques intrinsèques du concept, notamment grâce à l'introduction de surfaces asphériques « libres » optimisées mathématiquement <sup>57</sup>.

Les inconvénients visuels des verres multifocaux demeurent cependant assez nombreux :

- *Problèmes de binocularité* : des différences de puissances entre les 2 yeux peuvent induire un effet prismatique et une aniséiconie (différence de taille) sur des verres progressifs.

- *Une certaine limitation des amplitudes du regard* : les verres possédant une répartition de puissance pour les différents types de vision (classiquement l'addition pour la vision de près sur la partie inférieure du verre) imposent une direction du regard, d'où l'impossibilité pour ces patients de regarder de près en regardant vers le haut.
- *Altération du champ visuel* : d'une part sur un axe vertical pour les mêmes raisons précédemment décrites (variation de puissance entre le haut et le bas du verre), d'autre part sur un axe horizontal du fait d'une augmentation rapide de l'astigmatisme de la surface périphérique du fait d'une zone de transition (*blend zone*) entre les deux surfaces sphériques différentes. Cette perte d'orthoscopie induit des distorsions et un flou visuel en vision latérale (par exemple, dans un rétroviseur de voiture). Cette altération du champ visuel est encore plus marquée pour la vision intermédiaire dont l'étendue latérale est limitée par l'étroitesse du couloir d'addition.

Sans oublier les inconvénients intrinsèques aux lunettes :

- la détérioration des verres ou de la monture (casse, rayures, salissure ou surface dégradée par revêtement hydrophobe des traitements antireflet)
- Le caractère peu esthétique
- le coût qui est en moyenne de l'ordre de 600 euros (pour des verres progressifs de qualité supérieure).

## 2.2. CORRECTIONS CHIRURGICALES

Le principe général est de partager ou de redistribuer l'intensité lumineuse simultanément sur le foyer de loin et sur le foyer de près (et éventuellement sur un foyer intermédiaire).

La multifocalité peut être introduite par des chirurgies cornéennes telles que les techniques de PresbyLasik, kératoplastie conductive, et la pose d'implant intracornéen, ou lenticulaire avec l'ablation du cristallin avec mise en place d'un implant multifocal réfractif ou diffractif ou encore ajustable à la lumière.

On parle de traitement soustractif pour la chirurgie photoablatrice et additif pour l'utilisation d'implant cornéen ou intra-oculaire.

Contrairement à la monovision ces techniques présentent l'avantage d'être un traitement bilatéral et visent un équilibre binoculaire optimal.

En revanche, elles présentent, toutes, le désavantage de réduire la qualité optique pour la vision de loin (une partie de la lumière pour la vision de près).

À noter que plusieurs autres concepts existent dans la conception d'implants intraoculaires à optique déformable mais qui par manque de preuve scientifique ne seront pas traités.

### **2.2.1.      *Implants multifocaux intraoculaires (IOL)***

Les techniques lenticulaires concernent les patients présentant au moins un début de cataracte. En l'absence de cataracte deux techniques de chirurgie intraoculaire peuvent alors être proposées : la mise en place d' « implant-phaque » ou la chirurgie du cristallin clair avec implant de chambre postérieure.

Les implant-phaques, avec conservation du cristallin, sont positionnés entre l'iris et le cristallin, « précristallinien », ce sont des implants hydrophiles de forme « navette » qui se glisse dans le sulcus (Visian ICL® (Staar) multifocal). Ce sont des implants bien tolérés en collamères, qui exposent toutefois à une hypertonie post opératoire, nécessitant la réalisation d'une iridectomie peropératoire préventive, et peuvent favoriser, par leur proximité avec le cristallin, une cataracte plus précoce.

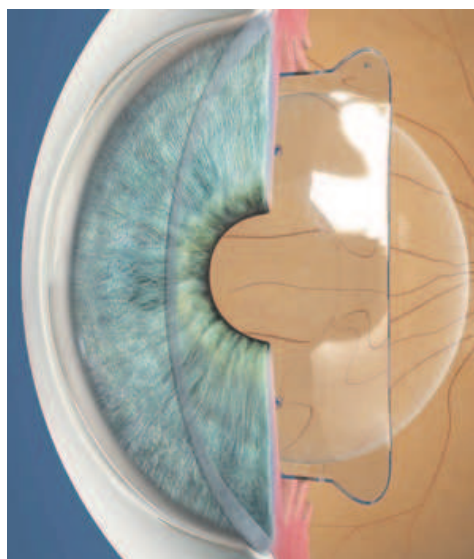


Figure 42.: représentation schématique du positionnement de l'implant-phaque Visian ICL® (Staar) multifocal

La chirurgie du cristallin clair est encore sujette à controverse et pose des problèmes éthiques. En effet, la chirurgie cristallinienne expose le patient à plusieurs types de complications rares mais potentiellement graves. Elle peut ainsi se compliquer d'une endophtalmie en postopératoire précoce, commune à toute chirurgie intraoculaire, ou à moyen terme, l'œdème maculaire cystoïde et le décollement de rétine (DR). Le risque de DR d'autant plus important que le décollement du vitré n'est pas encore installé et, notamment, sur les terrains de forte myopie, où Colin et al. ont montré un risque de 8% de DR à sept ans pour une série de 49 yeux myopes d'au moins 12 D opérés de cristallin clair avec implant monofocal <sup>58</sup>.

La chirurgie du cristallin clair avec pose d'un implant multifocal pour le traitement de la presbytie ou PRELEX (*PREsbyopic Lens Exchange*) a été approuvée aux Etats-Unis par la FDA (*Food and Drugs Administration*) en 1997.

Ainsi en France il n'existe pas de contre-indications absolues et certaines indications peuvent prétendre à ce type de traitement. Il est nécessaire dans ce cas que la presbytie soit clairement installée.

Ils existent deux types de design optique pour le choix d'un implant multifocal :

- Les implants réfractifs : ils présentent des zones concentriques continues de puissance variable.
- Les implants diffractifs : leur surface présente une particularité géométrique (« apodisation » ou réseau de pas diffractifs) qui dévie la lumière sur 2 focales, implants bifocaux (vision de près : ReSTOR®, Acri.Lisa®, Tecnis MF®), voire 3 focales pour les implants trifocaux (vision intermédiaire : Finevision®).



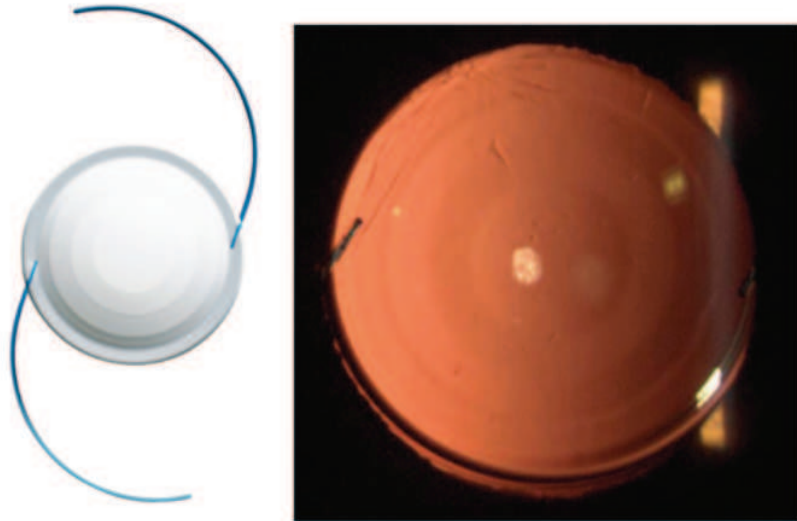


Figure 43: exemple d'implant réfractif *Implant Array® ReZoom® (AMO)*. On peut visualiser les différentes zones concentriques de puissances réfractives différentes. Sur la photo de droite on peut voir ces différentes zones par rétro-illumination après implantation. Schéma reproduit d'après des données du laboratoire Abbott Medical Optics ; cliché : P. Rozot

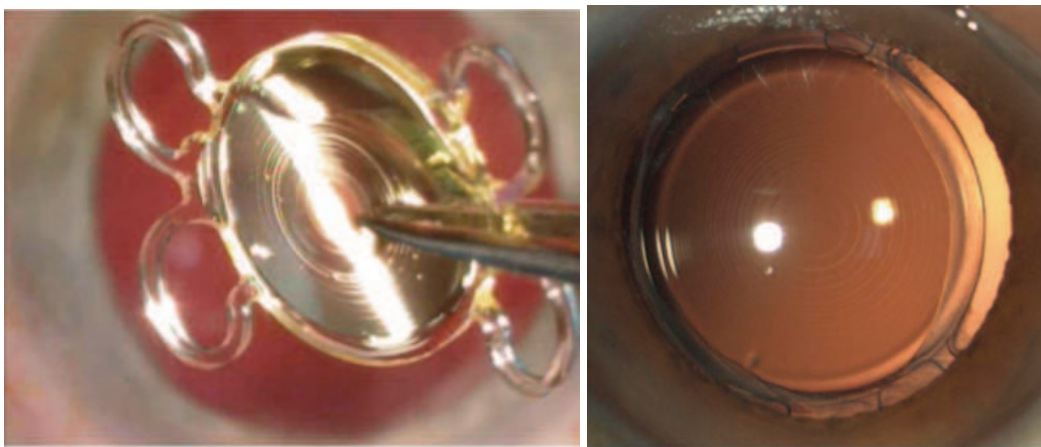


Figure 44: exemple d'implant diffractif trifocal *Finevision® (Physiol)*. cliché P. Rizot.

### 2.2.2. Le PresbyLasik

Le laser multifocal ou « presbyLasik » a pour objectif d'augmenter la profondeur de champ de l'œil opéré. La multifocalité est ici progressive ou transitionnelle de part la nature du tissu cornéen il est difficile voire impossible de réaliser des surfaces réfractives discontinues.

Cette défocalisation continue est obtenue par la modification des aberrations optiques de haut degré telle que les aberrations sphériques (défocalisantes pour les AS négatives) ou la coma (bifocalisation).

Ces techniques de chirurgie multifocale cornéenne, contrairement aux principes de la multifocalité induite par les implants, sont le fruit d'observations empiriques et de stratagèmes plus ou moins expérimentés. De plus elles sont dépendantes de la compagnie de laser et du chirurgien qui en sont les promoteurs, expliquant en partie les nombreux profils d'ablation proposés depuis une dizaine d'années <sup>59-62</sup>.

Les résultats du presbyLASIK dans sa forme actuelle dépendent donc de la méthode employée et de l'expérience de l'opérateur (courbe d'apprentissage significative).

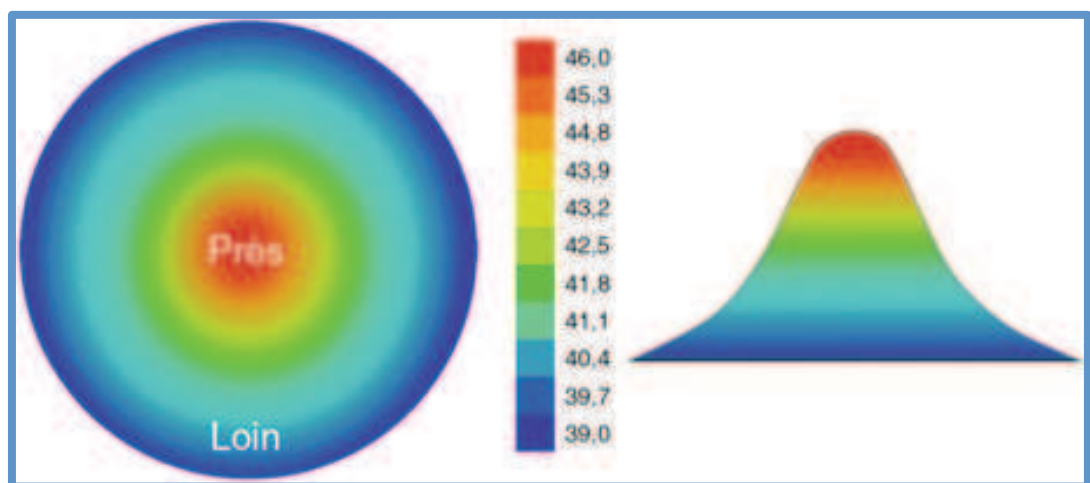


Figure 45: PresbyLasik central asphérique.

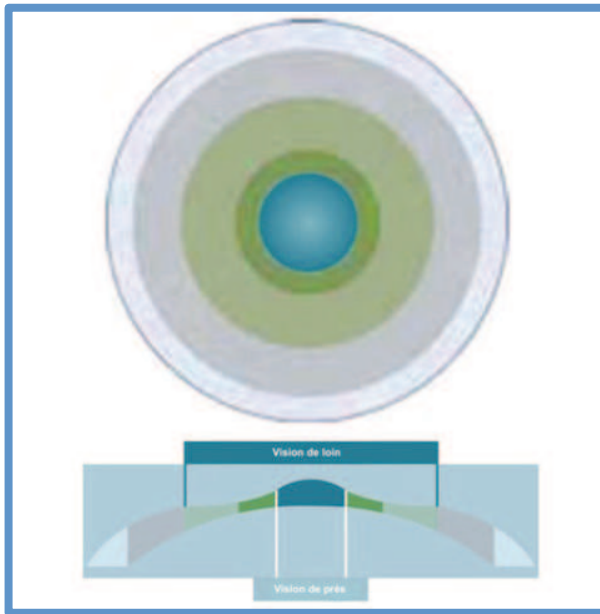


Figure 46: Profil bi-asphérique : procédure PresbyMAX®

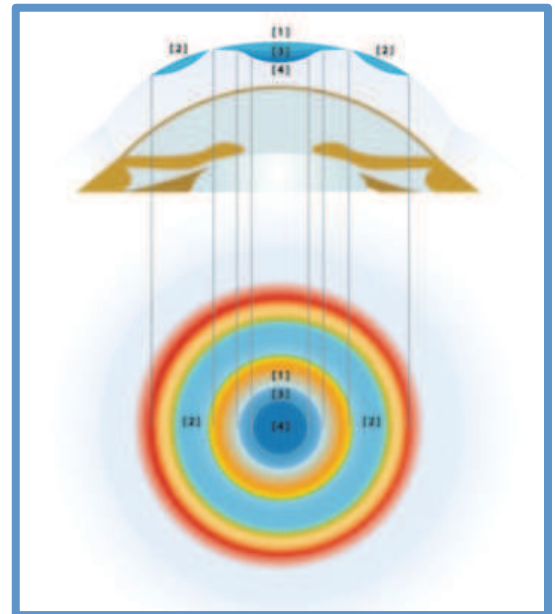


Figure 47: Profil cornéen après traitement PAC (Nidek).

### 2.2.3. Implants intracornéens réfractifs

Il existe également des implants réfractifs intrastromaux pour lesquels le recul d'évaluation reste insuffisant pour juger d'une réelle efficacité :

- PresbyLens® (ReVision Optics) : implant réfractif agissant sur la courbure de la cornée antérieure,
- Permavision® : implant réfractif agissant sur l'indice de réfraction intrastromal.

Dans ce type de traitement les difficultés sont liées au centrage de l'implant, au maintien d'une certaine stabilité, et la tolérance de l'implant par le tissu cornéen (épithélium, stroma).

Ce type de traitement sera plus largement détaillé plus loin dans une partie consacrée aux implants intracornéens.

#### 2.2.4. Kératoplastie conductive (CK®, Refractec)

La kératoplastie conductive utilise une sonde d'hyperfréquence (350 kHz) permettant de porter les fibres de collagène cornéen à 65 °C à 500 µm de profondeur, afin de contracter le collagène stromal paracentral et augmenter la courbure cornéenne centrale<sup>63</sup>.

Il s'agit d'une méthode relativement efficace, stable et peu invasive. Cette méthode a été approuvée récemment en tant que « correction temporaire de la presbytie » par la FDA (Food and Drug Administration) américaine mais, malgré plusieurs tentatives commerciales, n'a pas été encore adoptée de façon significative en France.

Il s'agit d'une méthode assez efficace, stable et peu invasive. La technique « *light touch* » permet de minimiser le risque d'astigmatisme irrégulier induit. Une série de huit points de contraction disposés en couronne permet de cambrer le centre de la cornée et de corriger jusqu'à 2,25 D d'hypermétropie. Pour la presbytie un protocole standardisé est proposé :

- correction de + 1,00 à + 1,7 : seize spots sur deux anneaux de 6 et 7 mm ;
- correction de + 1,75 à + 2,25 : vingt-quatre spots sur trois anneaux de 6, 7 et 8 mm.

Les résultats de l'étude FDA (cent quatre-vingt-neuf yeux de cent cinquante patients) montrent qu'à deux ans de suivi, aucun œil n'a perdu plus de deux lignes d'acuité, tous les yeux ont plus de 5/10 (86 % stables). Des patients satisfaits pour 79% d'entre eux<sup>64</sup>.

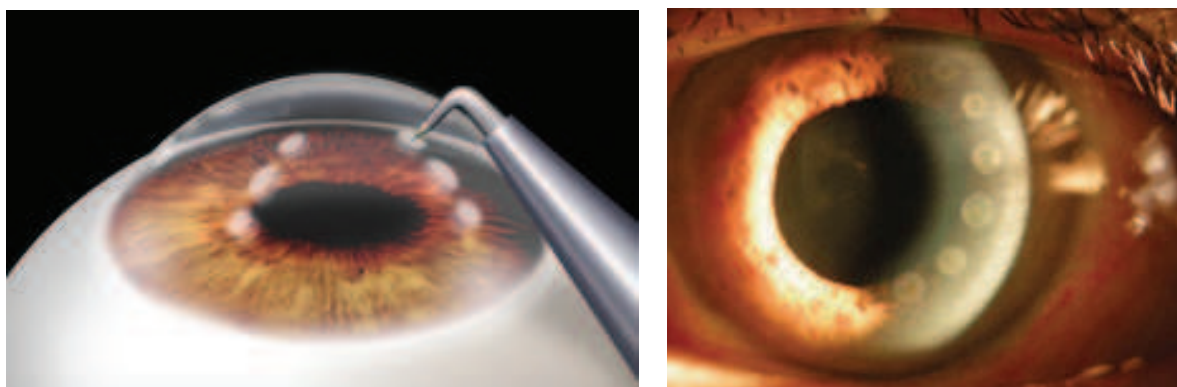


Figure 48: vue d'artiste de la kératoplastie conductive. À droite cicatrices stromales après kératoplastie conductive, cliché de U. Devgan, MD, Los Angeles.

### 2.2.5. Photodisruption intrastromale IntraCOR® et une variante le SupraCOR®

La technique de l'intraCOR est basée sur l'augmentation des aberrations sphériques négatives en augmentant la prolativité centrale par la réalisation au laser femtoseconde Femtec® (Technolas Perfect Vision, Bausch & Lomb) d'une photodisruption concentrique (plusieurs anneaux centrés sur le centre pupillaire).

Cette technique encore très sujette à controverse car :

- concerne les patients emmétropes uniquement (inf à 0,75 D)
- présente des résultats peu prédictibles, variables à long terme.
- n'autorise pas un complément de traitement (« retouche »).
- ne peut être combinée à une autre technique (Lasik).

Le technique du SupraCOR® logiciel sur la plateforme Technolas Perfect Vision (Bausch & Lomb) associe la technique du LASIK et l'intraCOR®. Elle permet ainsi la correction d'un plus large panel de patients.

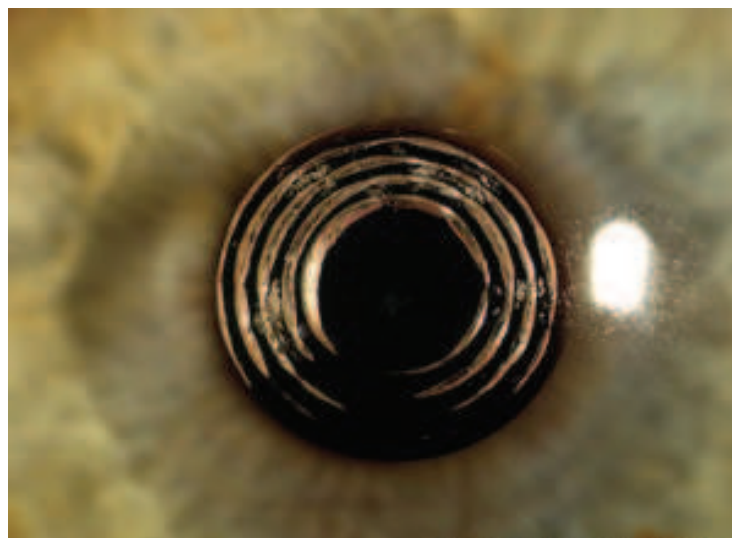


Figure 49: Anneaux intrastromaux concentriques dans la technique de l'intraCOR®. Source clinique de la vision, Paris.

### 3. TRAITEMENTS PSEUDO-ACCOMODATIFS

Ce type de chirurgie ou d'implants vise à redonner une accommodation dynamique, adaptative dans le temps. Ceci basé sur le principe d'une conservation d'une certaine accommodation ou plutôt certaine mobilité, du muscle ciliaire et de la zonule, résiduelle.

#### 3.1. Technique d'expansion sclérale

La chirurgie d'expansion sclérale décrite par Schachar vise à retendre les fibres zonulaires, pour redonner un certain pouvoir accommodatif (cf chapitre1, historique). Malheureusement sa théorie et ses résultats n'ont pu être reproduits avec autant de significativité et restent donc très controversée.

#### 3.2. Implants pseudo-accommodatifs

Sur le plan théorique, ces implants présentent des avantages certains vis-à-vis des implants multifocaux :

- une meilleure qualité optique en terme de MTF (fonction de transfert).
- Une excellente transmission lumineuse, avec une bonne qualité visuelle que ce soit en ambiance photopique, mésopique et scotopique. Ceci est dû au fait qu'ils restent des implants monofocaux dont la puissance réfractive varie grâce au déplacement antéro-postérieur de l'optique.
- Diminution franche voire absence de phénomènes visuels indésirables (halos, éblouissements) pour des pupilles normales (< 6 mm)
- La présence d'une vision intermédiaire de meilleure qualité
- Absence « d'images fantômes » et donc pas de nécessité d'une neuroadaptation.

Nous pouvons distinguer deux catégories d'implants accommodatifs.

Les implants à déplacement antéro-postérieur qui permettent de transmettre une faible mobilité cilio-zonulo-capsulaire par amplification à l'aide d'un bras de levier entre optique et haptiques (Crystalens® 5.0 HD (Bausch & Lomb), AO ; Tetraflex®).

Le second type d'implants utilise les propriétés physiques même de l'implant. En effet il s'agit de matériau non plus à l'état solide strict mais plus ou moins liquide, ce qui leur procure une variation de conformation en fonction des contraintes exercées dans la capsule dans laquelle ils sont implantés, induisant une modification de la courbure et donc de leur puissance réfractive (Fluidvision®, LiquiLens®...)

Pour ne citer que celui ci, car présentant de meilleurs performances, l'implant accommodatif de quatrième génération Crystallens® HD, approuvé par la FDA, obtient des résultats cliniques très prometteurs par rapport aux modèles précédents et aux implants bifocaux diffractifs ou réfractifs classiques (100 % P3 ou mieux, 80 % P2 ou mieux, 55 % P1,5 ou mieux). Dans l'étude FDA du Crystallens® HD, la sensibilité aux contrastes était améliorée par rapport aux modèles multifocaux ou aux modèles antérieurs.

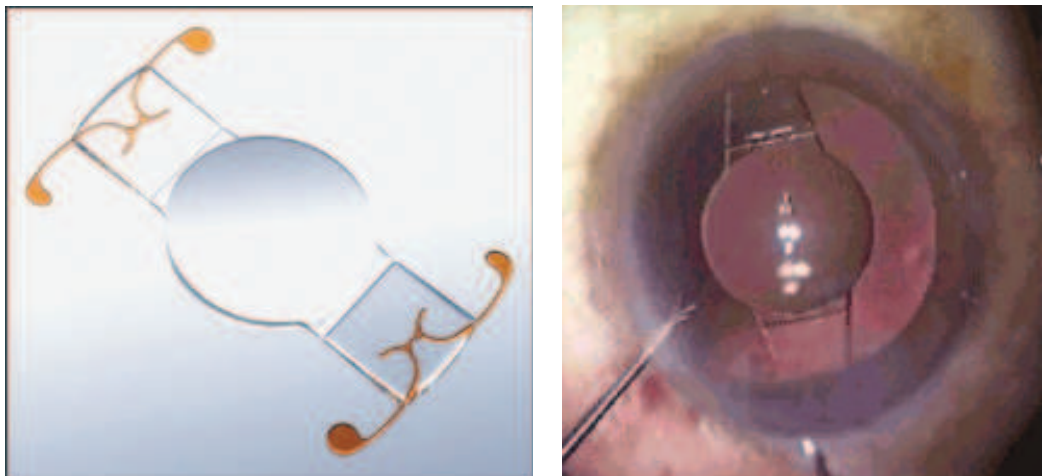


Figure 50: Implant pseudo-accommodatif de type Crystallens HD® (Bausch & Lomb). À droite photo après implantation. source Bausch & Lomb.

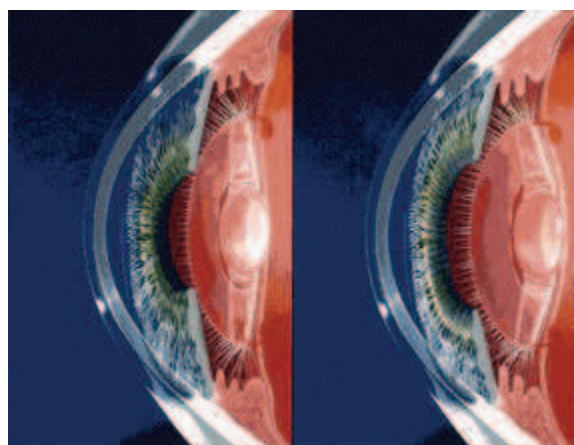


Figure 51: représentation schématique des différentes conformation de l'implant crystallens HD® au repos et lors de l'accommodation. source Bausch & Lomb.



## 4. LES INLAYS INTRACORNÉENS

Ces techniques basées sur un concept connu depuis plus de soixante ans connaissent un élan d'enthousiasme ces dernières années.

Le perfectionnement des nouvelles technologies telles que les découpes cornéennes assistées par laser femtoseconde, la confection de lentille avec une biotolérance inégalée, ou l'accès à des nouveaux examens diagnostics (pupillométrie, aberrométrie...) et à des dispositifs d'assistance au centrage des implants, explique le regain d'intérêt que suscitent les inlays intracornéens pour la correction de la presbytie. Ce d'autant que ces techniques présentent la singularité d'être réversibles.

Après avoir été utilisés pour la correction de l'aphaïque et de l'hypermétropie, les inlays sont utilisés actuellement dans le cadre de la correction de la presbytie. Ces inlays sont en hydrogel (Flexivue Microlens<sup>®</sup>, Vue+<sup>®</sup>), matériau perméable aux nutriments<sup>65</sup>, ou en polymère de synthèse (KAMRA<sup>®</sup>). Leur tolérance semble bonne mais le recul n'atteint pas encore dix ans et les études publiées encore peu nombreuses.

Anciennement réalisé au microkératome, découpe cornéenne mécanique, le lit receveur intrastromal est créé à partir d'une découpe assistée par laser femtoseconde. Deux possibilités sont alors envisageable pour la mise en place de l'inlay :

- Soit la découpe d'un volet cornéen : avec ou sans réalisation d'une correction photoablatrice avant la pose (technique LASIK pour laser in situ kératomileusis)
- Soit la confection d'une petite poche intrastromale ou «pocket ».

Actuellement quatre types d'implants sont disponibles basés sur différents concepts:

- Par modification de la courbure cornéenne : inlay Vue+<sup>®</sup>, anciennement PresbyLens<sup>®</sup> (Revision Optics),
- Par modification de la puissance cornéenne centrale par effet réfractif et modification de l'addition de l'implant : inlay Flexivue Microlens<sup>®</sup> (Presbya) et les lentilles InVue<sup>®</sup> (Icolens) mises au point à l'origine par Biovision et maintenant produites par Neoptics.
- Par modification de la profondeur de champ secondaire à un effet sténopéique : inlay KAMRA<sup>®</sup> (AcuFocus).



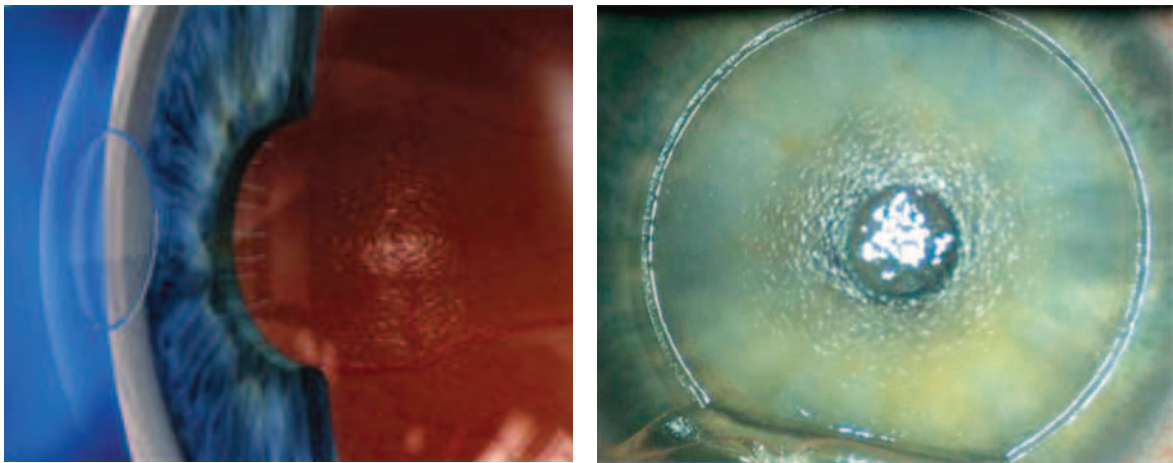


Figure 52: implants vue+® (ReVision Optics), image virtuelle (à gauche) et cliché peropératoire (à droite) du bon positionnement de l'implant.

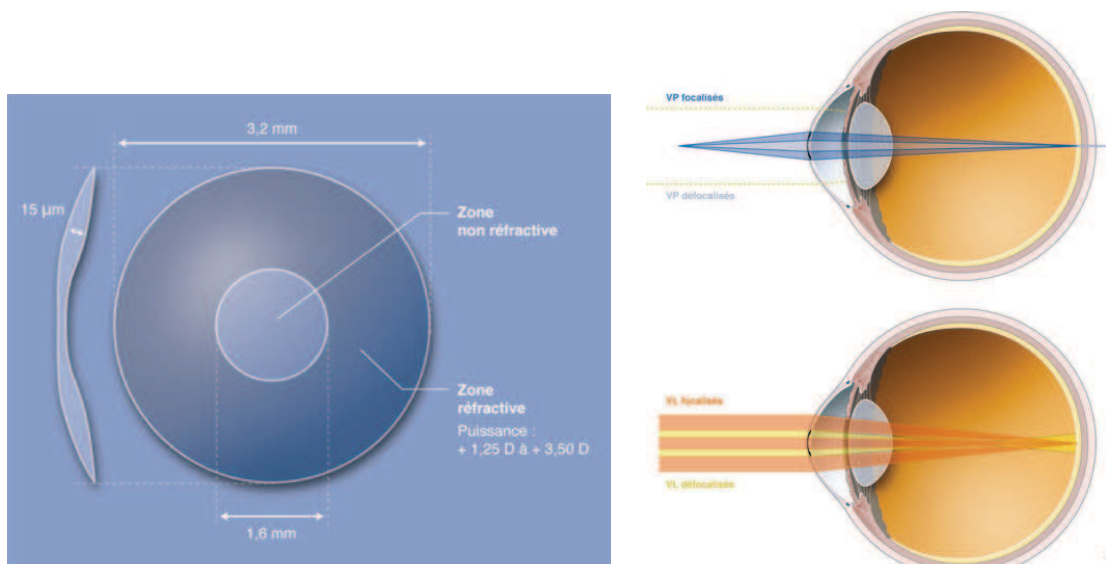


Figure 53: implant intracornéen réfractif de type Flexivue® et représentation schématique du principe optique. source rapport SFO Presbytie.

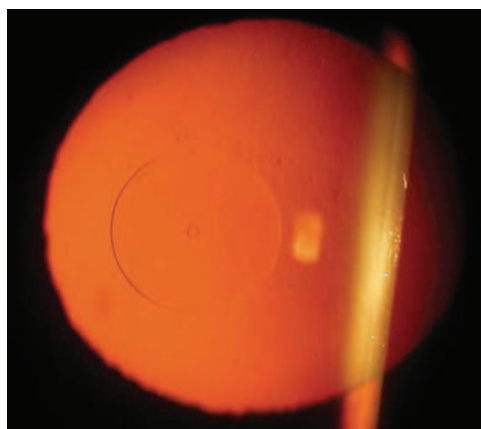


Figure 54: implant InVue® Neoptics. source I. Dimitrios et al <sup>66</sup>.

#### 4.1. HISTORIQUE

En dépit des résultats peu probants, José Barraquer fut le premier à décrire en 1949, une technique pour corriger l'absence de cristallin (ou aphakie) et les fortes amétropies en modifiant la courbure cornéenne par l'introduction d'une lentille synthétique transparente intrastromale<sup>67,68</sup>.

Malgré les avancées sur la physiologie cornéenne et sur la production de nouveaux matériaux (hydrogel dans les années 60<sup>69,70</sup>) les résultats restaient nettement insuffisants avec des complications graves de rejet à type d'œdème cornéen, d'opacification cornéenne, de trouble trophique<sup>71,72</sup>, de néovascularisation<sup>65,70</sup>, d'invasion épithéliale<sup>73</sup> voire de nécrose aseptique du stroma antérieur et exposition de l'inlay<sup>74</sup>.

Il aura fallu plusieurs décennies pour voir l'émergence d'inlay présentant de bonnes performances visuelles et une biocompatibilité inégale.

En résumé pour assurer une bonne biocompatibilité et limiter toute perturbation du métabolisme cornéen<sup>75</sup>, l'inlay doit respecter au moins ces différentes conditions :

- Une épaisseur de moins de 0,3 mm<sup>76</sup>
- Un diamètre inférieur à 4 mm<sup>76</sup>
- Inséré entre 36% et 60% de l'épaisseur cornéenne<sup>65</sup>
- Un matériau biocompatible

En cas d'intolérance à l'implant il est important que l'implant soit retiré à un stade précoce (stade de haze) pour obtenir une réversibilité totale<sup>77</sup>.

#### 4.2. KAMRA® (AcuFocus) :

L'inlay KAMRA® (AcuFocus, Irvine, Californie) est un dispositif basé sur le principe du sténopé pour augmenter la profondeur de champ sans trop altérer la vision de loin. C'est un traitement monoculaire (généralement sur l'œil dominé) qui peut être associé à un traitement de type Lasik et peut donc être réalisé chez des patients presbytes emmétropes, myopes ou hypermétropes.

Ce type d'intervention se pratique en chirurgie ambulatoire sous anesthésie topique (collyre anesthésiant).

Cette technique séduit également par son caractère réversible et ajustable (ablation ou recentrage de l'implant) toutefois comme toutes chirurgies réfractives le résultat fonctionnel post-opératoire dépend pour beaucoup des bonnes indications, du choix des bons candidats à ce type de traitement et la recherche active de la moindre contre-indication.

En complément d'une consultation préopératoire de chirurgie réfractive type, d'autres examens peuvent être utiles comme la réalisation d'une acquisition numérique de divers repères anatomiques du segment antérieur grâce à l'Acutarget® (SMI et ACUFOCUS). Ce dispositif permet de localiser entre autres, le vertex cornéen et le centre pupillaire, pour ainsi guider le centrage de l'implant en peropératoire (objectif à court terme) et post-opératoire (actuellement).

#### **4.2.1. Description**

L'implant intracornéen KAMRA (ACI 7000PDT; AcuFocus Inc, Irvine, Californie) est un petit anneau de polyfluorure de vinylidene (PVDF) associé à des nanoparticules de carbone afin de le rendre opaque.

Le polyfluorure de vinylidene présente une excellente biocompatibilité in vitro et a été très largement utilisé comme constituant d'haptique d'implants intraoculaires (in vivo)<sup>78,79</sup>.

Les caractéristiques, de l'inlay utilisé dans cette étude, sont :

- Une épaisseur de 5 µm
- Un diamètre externe de 3,8 mm
- Un diamètre interne (trou central) de 1,6 mm
- Un rayon de courbure de 7,5 mm pour s'adapter à la courbure moyenne de la cornée humaine dans le lit stromal.
- Près de 8400 microperforations créées au laser (diamètre de 5 à 10 µm) disposées de manière aléatoire pour permettre le passage des nutriments de l'humeur aqueuse vers le stroma antérieur lui permettant d'assurer sa viabilité et de prévenir des problèmes d'amincissement cornéen ou des altérations épithéliales. Ces trous

permettent le passage d'une quantité de lumière supplémentaire, avec une transmission moyenne à travers l'anneau d'environ 5%.

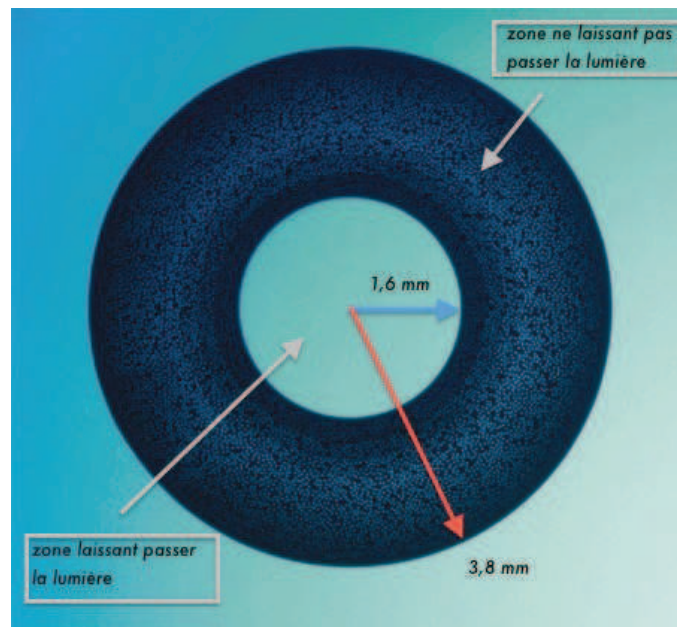


Figure 55: implant Kamra® (Acufocus).

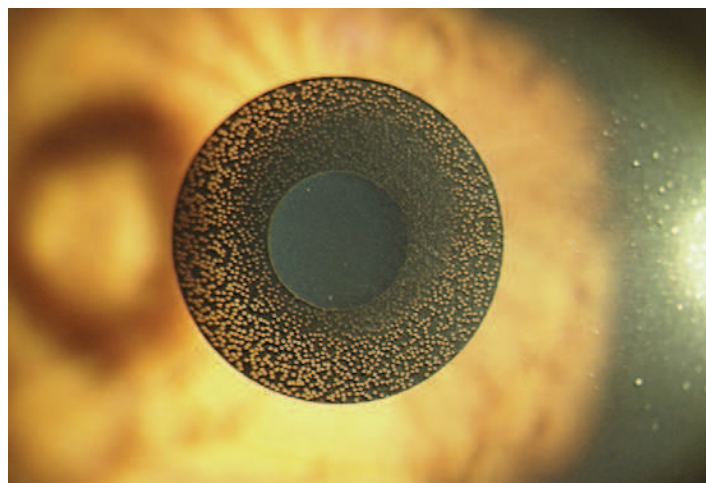


Figure 56: Implant Kamra® (Acufocus) après implantation visualisé en rétro-illumination permettant de mieux percevoir les microperforation de l'anneau. Source K. Alois et al <sup>80</sup>.

Il est placé dans le stroma sous un capot cornéen ou dans une poche intracornéenne réalisée au préalable au laser femtoseconde. Inspecté sous la lumière d'un microscope

chirurgical, l'implant présente une face mate et une face brillante ; cette dernière doit être placée au contact du lit stromal.

#### 4.2.2. *Principe optique*

Le principe optique du sténopé, utilisé par l'implant KAMRA® est simple et bien connu (cf chapitre 1). On crée ainsi une nouvelle pupille d'entrée ou « néopupille » d'un diamètre de 1,6 mm ce qui a pour effet de limiter les aberrations optiques de bas et haut degré sans trop majorer la diffraction du faisceau lumineux incident.

Cela a pour conséquence optique l'obtention d'un faisceau lumineux défocalisé plus étroit avec l'obtention pour une même défocalisation d'une tâche lumineuse rétinienne plus petite d'où un flou ressentit moins important et une majoration de la profondeur de champ.

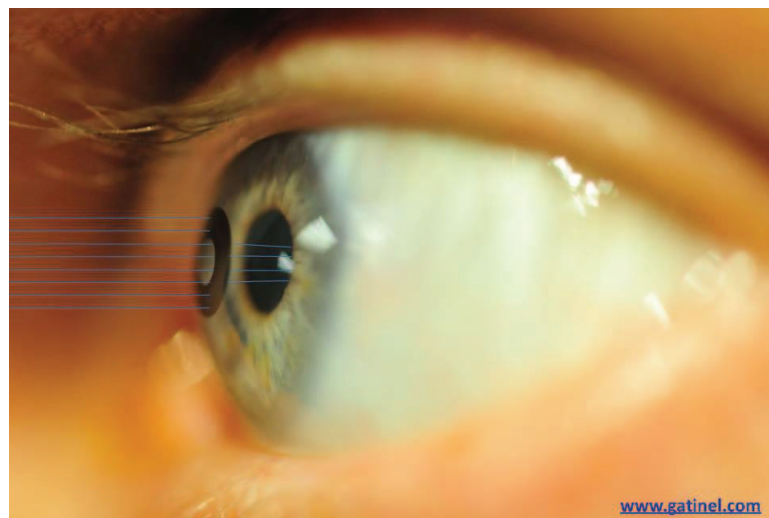


Figure 57: représentation schématique des rayons lumineux entrant dans l'œil implanté. Les rayons périphériques sont arrêtés par la partie opaque. source D. Gatinel, [www.gatinel.com](http://www.gatinel.com)

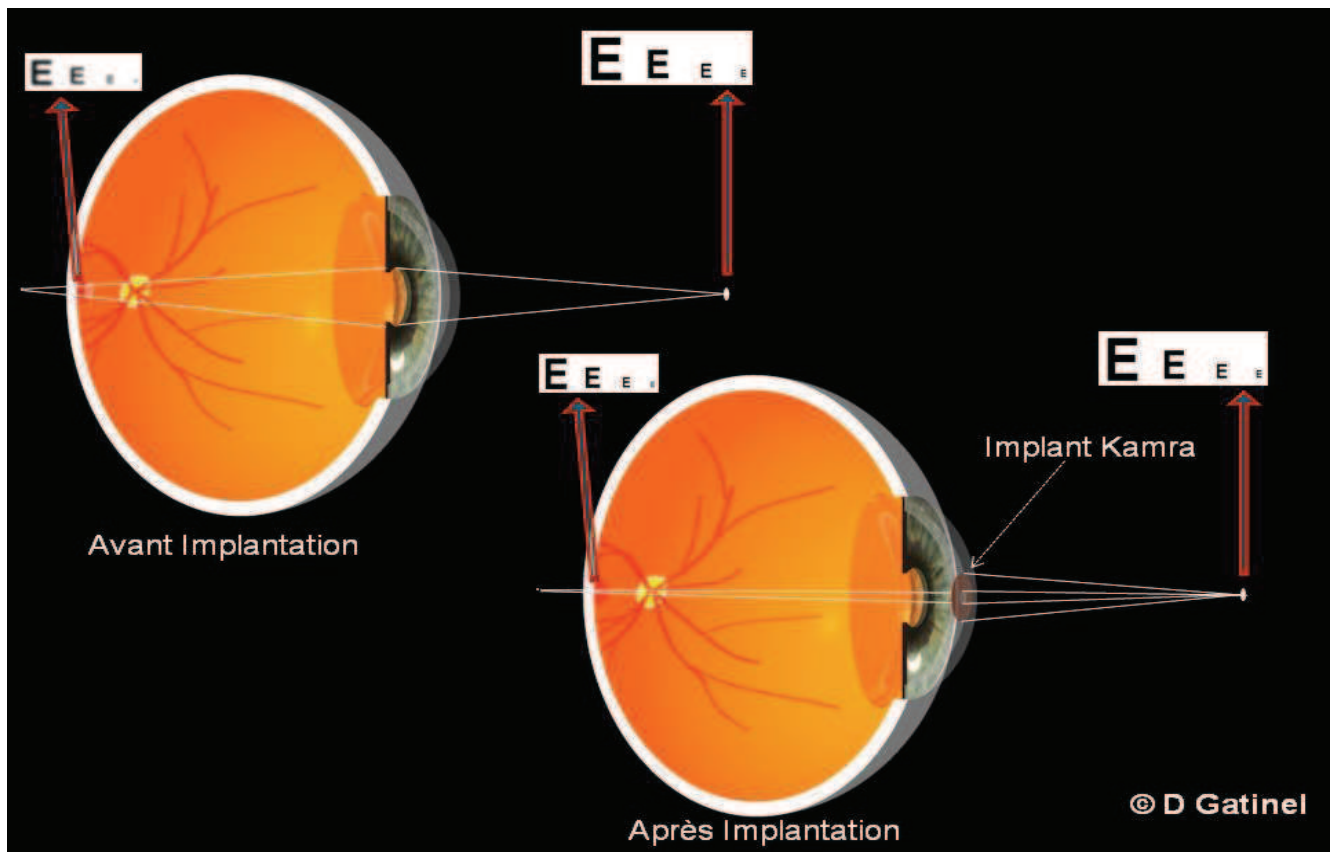


Figure 58: la partie opaque de l'implant bloque les rayons lumineux incidents périphériques diminuant ainsi la tâche rétinienne.  
source D. Gatinel, [www.gatinel.com](http://www.gatinel.com)

#### 4.2.3. Indications

Ce type d'implant peut être proposé aux patients emmétropes presbytes. Ainsi, Il peut également être proposer en complément d'un traitement visant la correction d'amétropie (laser, implant intraoculaire monofocal).

Dans le cas d'un complément d'un traitement laser photoablatif, il est nécessaire d'avoir une épaisseur cornéenne suffisante. En effet il faut prévoir un capot de 200  $\mu\text{m}$  d'épaisseur au laser femtoseconde (afin de permettre un meilleur transfert intrastromal des nutriments de l'endothélium vers l'épithélium sus-jacent), contrairement à une technique de Lasik plus conventionnelle (environ 100  $\mu\text{m}$ ). Il faut également prévoir l'épaisseur de cornée qui va être photoablatée pour la correction de l'erreur réfractive au laser à excimères (pour *excited dimers*).

Pour les patients amétropes presbytes traités par lasik, l'inlay est placé sous le volet cornéen après la photoablation réfractive (dans le même temps opératoire idéalement). Pour les patients emmétropes presbytes l'inlay est placé dans un passage intrastromal a minima, réalisé au laser femtoseconde. Cette technique présenterait les avantages de permettre un meilleur centrage de l'implant, d'induire moins de modifications réfractives et réduirait la sécheresse postopératoire. La réfraction idéale avant implantation se situe entre 0 et -0,75 D, et l'implant doit être préférentiellement positionné dans l'œil dominé pour une meilleure tolérance binoculaire.

#### **4.2.4. Contre-indications**

Elles sont identiques aux traitements photoablatifs laser :

- Toute pathologie oculaire : pathologie de la surface oculaire (ex : sécheresse), glaucome, dystrophie, dégénérescence ou tout autre étiologie à l'origine d'une perte de la transparence des milieux (cornée, humeur aqueuse, cristallin, vitré), pathologie rétinienne ou nerveuse.
- Toute pathologie systémique ou traitement favorisant un trouble immunitaire.

#### **4.2.5. Technique opératoire**

Elle est détaillée dans le chapitre 5, consacré à notre étude.



# CHAPITRE 4 : FACTEURS GUIDANT LA STRATÉGIE THÉRAPEUTIQUE

---

Comme dans toute chirurgie ou traitement, il est crucial de peser les indications et contre-indications relatives ou absolues pour prendre la meilleure décision.

Faut-il traiter ?

Comment ?

## 1. L'ÂGE, LA NOTION DE NEUROADAPTATION, DE PLASTICITÉ CÉRÉBRALE

La littérature scientifique fait défaut dans ce domaine et cette partie ne reflète que l'expérience des cliniciens sur ce sujet, appelé à se développer dans l'avenir.

L'âge du patient n'est pas retenu comme un critère stigmatisant, en revanche associé à d'autres facteurs, il peut aiguiller vers certains choix.

Les traitements proposés en chirurgie réfractive pour la correction de la presbytie modifient, par essence, les sensations visuelles que ce soit en terme de contraste, de couleurs, de champ visuel ou d'acuité visuelle.

Malgré la constatation objective (de l'examineur) monoculaire ou binoculaire de l'amélioration de certaines performances visuelles, certains patients peuvent ne pas tolérer ce changement.

En effet ils sont susceptibles de ne pas supporter :

- Une altération de la stéréoscopie (vision du relief), ce qui est très souvent le cas dans les traitements « monovision » ou l'œil dominant est corrigé de loin et l'œil dominé de près.
- La multifocalité, avec une diminution de la quantité de lumière pour chaque focale (répartition de la luminance) ayant pour conséquence une diminution de la sensibilité aux



contrastes ; pour des patients anisométropes, ou amblyopes (qui neutralisent..) le caractère gênant d'une isoacuité ou d'une isoéiconie.

- L'apparition de phénomènes optiques indésirables comme l'éblouissement, les halos lumineux autour des sources lumineuses, des trainées lumineuses (coma), l'irisation autour des lumières, la sécheresse oculaire (pour la chirurgie cornéenne)...

Toutes ces modifications nécessitent un certain degré d'adaptation ou plutôt de « neuroadaptation ».

Cette neuroadaptation s'effectue à plusieurs niveaux (oculomoteur, neurosensoriel, cognitif...). Tout ces mécanismes varient d'un patient à l'autre, en fonction de l'âge, de l'importance de la correction faite...

Ainsi des sujets en pleine activité, faisant preuve d'une sollicitation quotidienne professionnelle, sportive, ou socio-culturelle, auront tendance à mieux répondre à ces changements.

Ce processus peut être très rapide dans le cas par exemple de l'adaptation à l'obscurité (une fraction de seconde), ou très lent, sur plusieurs mois, en relation avec la neuroplasticité.

Cette notion repose sur l'altération à long terme des connexions anatomiques ou des propriétés synaptiques en relation avec l'activité neuronale ou secondaires à des mécanismes lésionnels : des axones et des dendrites peuvent croître ou se rétracter, des synapses s'établir ou disparaître (étages corticaux).

Ainsi cela explique probablement en partie que:

- L'augmentation de la profondeur de champ, induite par les aberrations défocalisantes soit plus importante que ne le prédirait la correspondance dioptrique en terme de défocalisation ;
- L'amélioration de la sensibilité aux contrastes après mise en place d'implants multifocaux ne survienne que 6 mois plus tard.

Comme toute réhabilitation il existerait dans le cadre de la neuroadaptation des moyens de rééducation ou d'entraînement, notion qui fait débat dans le milieu scientifique<sup>81,82</sup>.

Cependant certains résultats suggèrent la persistance d'une plasticité cérébrale à l'âge adulte, capable de favoriser l'acquisition d'aptitudes visuelles nouvelles<sup>83</sup>. Même si ces effets restent limités<sup>84</sup>, ces résultats ouvrent de nouvelles perspectives (neuro-réhabilitation, renforcement mémoriel, amélioration des performances visuelles).

Ainsi la réalisation d'exercices quotidiens comme la lecture binoculaire de petit caractère, ou la lecture dans des ambiances à faible luminance (condition mésopique) peut permettre au patient d'accéder à un meilleur confort visuel.

## 2. LES MOTIVATIONS

Le choix du traitement doit être orienté par les motivations du patient.

Comme nous l'avons vu précédemment il est important de bien peser les avantages mais surtout les inconvénients (altération de la stéréoscopie pour la monovision par exemple) ainsi que les effets indésirables du traitement proposé (éblouissement, halos, sécheresse...).

Il faut garder à l'esprit que la chirurgie réfractive reste un secteur d'activité non pris en charge par la sécurité sociale et mal remboursé par les complémentaires santé, il est donc primordiale d'obtenir une adhésion totale du patient. Il est important d'identifier l'objet de leur requête pour pouvoir y répondre le plus précisément possible.

Plusieurs types de motivations peuvent alors être rencontrées lors de la consultation :

- Sensation quotidienne d'un réel handicap visuel, traduisant la dépendance totale à une correction optique (lunettes, lentilles) pour toutes les tâches de la vie quotidienne, du lever jusqu'au coucher.
- Motivation sportive, l'incapacité ou une plus grande difficulté à profiter pleinement de telle ou telle activité sportive (natation, tennis, etc.)
- Motivations professionnelles : confort pour la réalisation de certaines tâches dans des conditions particulières (pompiers, policiers...)
- Motivations esthétiques, sociales et relationnelles : souvent plus reconnues par la gente féminine mais tout aussi présentes chez les hommes.

Ces différentes motivations ne prévalent pas d'une même exigence en terme de performance visuelle.

La chirurgie réfractive ne propose malheureusement pas (encore...) de solutions miracles pour corriger la presbytie, c'est à dire un traitement univoque pour toutes les situations et qui pourrait répondre à toutes les exigences. Il est donc primordial de prévenir le patient de la nécessité probable d'une petite correction optique (lunettes, lentilles) dans certaines tâches (lecture prolongée, la conduite, le cinéma).

Il est évident qu'ils souhaitent tous pouvoir retrouver les performances visuelles « de leur jeunesse » mais ce n'est pas toujours possible.

### **3. LES AMÉTROPIES**

Du fait de leurs particularités optiques, visuelles, les amétropies conditionnent le type de traitement pour la presbytie.

#### **3.1. LE SUJET MYOPE-PRESBYTE :**

L'œil myope est un œil trop convergent soit du fait d'une puissance réfractive cornéenne excessive, soit liée à une longueur axiale trop importante, le plus souvent (« myopie axile » ou « œil trop long »), soit ces 2 facteurs associés.

Il est commun de penser que la myopie protège de la presbytie, en effet il paraît légitime de penser qu'un œil trop convergent (de par sa cornée ou sa longueur axiale) peut compenser la perte de convergence survenant lors de l'installation de la presbytie.

Cela s'avère vrai pour des myopies inférieures à 3 D dans des conditions particulières (retrait de la correction de loin) avec des distances de lecture qui se modifient avec la progression de la presbytie :

- Exemple 1 : un myope de – 2,5 D verra bien à une distance de lecture confortable soit entre 33 et 44 cm de distance que vers l'âge de 55-60 ans, jusqu'à ces âges il sera contraint de rapprocher de son œil son support de lecture.
- Exemple 2 : un myope de -1 D lira confortablement à une distance de lecture confortable, après avoir retiré sa correction pour la vision de loin, jusqu'aux alentours de 45 ans mais sera très gêné par la suite, contraint d'en éloigner la cible.

On comprend bien l'inconfort et la gymnastique pluriquotidienne que cela demande.

Cette réticence au traitement de la presbytie est revendiquée par certains patients et parfois certains ophtalmologues. Toutefois ils sont de plus en plus nombreux à consulter pour ce type de chirurgie<sup>85</sup>.

Comment justifier une chirurgie réfractive chez le patient myope-presbyte ?

Ces patients, très souvent porteurs de lentilles de contact depuis de nombreuses années, consultent généralement pour une moins bonne tolérance à ces dernières mais également car ils ne peuvent plus satisfaire la totalité de leurs impératifs visuels.

Ils réalisent alors la nécessité de porter des lunettes pour bien voir de près.

Face à cette nouvelle difficulté, plusieurs choix s'offrent à lui :

- Essayer des lentilles multifocales, corrigeant ainsi la vision de loin et de près, mais qui présentent, hormis celles inhérentes au port de lentilles (cf infra), une qualité visuelle en vision de loin et vision de près en-dessous à ce qu'ils peuvent prétendre en lunettes ou sans leur lunettes (certains myopes pour la vision de près).
- Ajouter une paire de lunettes de près à leurs lentilles de loin.
- Abandonner les lentilles pour des lunettes de loin et les retirer plus facilement pour la vision de près.
- La monovision, qui correspond à la correction, ici en lentilles, de l'œil dominant pour la vision de loin et l'œil dominé pour la vision de près mais comme nous l'avons précédemment vu a pour inconvénients une diminution de la meilleure acuité visuelle de loin et une diminution de la perception du relief<sup>86</sup>.

### 3.2. LE SUJET HYPERMÉTROPE-PRESBYTE :

Un sujet hypermétrope possède un œil pas assez convergent, en raison d'une longueur axiale trop courte, les faisceaux sont ainsi focalisés en arrière de la rétine induisant une tâche rétinienne, plus ou moins importante, responsable du flou visuel ressenti par le patient.

Il est bon de distinguer les hypermétropies faibles à modérées et les fortes hypermétropies (frontière autour de 2 à 3 dioptries) car elles ne présenteront pas le même tableau clinique devant l'apparition de la presbytie.

Un jeune hypermétrope faible ou modéré va parvenir à bien voir en vision de loin, sans correction, car arrive à compenser son insuffisance de convergence par le maintien d'un tonus accommodatif plus important au prix de certaines plaintes fonctionnelles liées à une fatigue oculaire (asthénopie) souvent en fin de journée (flou visuel, céphalées, diplopie binoculaire).

La vision de près lui demande de fournir un effort accommodatif encore plus important.

En revanche entre 35 et 45 ans ces patients seront de plus en plus gênés pour voir tout d'abord de près puis de loin du fait de l'installation de la presbytie, l'accommodation ne suffisant plus à la compensation totale.

Chez ce type de patient presbyte tous les types de traitements chirurgicaux peuvent être envisagés hormis la monovision (sauf cas d'amblyopie) mais la chirurgie photoablatrice cornéenne sera privilégiée du fait de bons résultats en terme de vision de loin et de près.

La correction de l'hypermétropie au laser excimer de par son profil d'ablation donne une certaine multifocalité par l'augmentation d'aberration optique de haut degré telles que les aberrations sphériques négatives.

Les hypermétropes forts présentent une insuffisance de convergence telle, qu'ils ont généralement présenté un strabisme pendant l'enfance et ont été traités chirurgicalement. Une amblyopie et des troubles de la binocularité chez ce type de patient sont fréquents et sont à rechercher.

En l'absence de troubles sensoriels et du fait de puissance réfractive à corriger élevées (> 6 D contre-indiquant les traitements photoablatifs) des traitements chirurgicaux intraoculaires seront privilégiés pour le traitement de la presbytie (implant-phaque, ou implant de chambre postérieure avec chirurgie cristallinienne).

### **3.3. LE SUJET ASTIGMATE- PRESBYTE :**

L'astigmatisme fait partie des aberrations optiques de bas degré du polynôme de Zernike (sauf si irrégulier). Il peut être cornéen ou cristallinien et, est défini comme l'augmentation de cambrure d'au moins un méridien. Il a pour effet d'induire un dédoublement (diplopie monoculaire) ou flou visuel selon un axe perpendiculaire à ce méridien.

La correction chirurgicale de ces patients presbytes peut se faire :

- Soit par traitement photoablatif cornéen (PresbyLasik) en cas d'astigmatisme inférieur à 3-4 D environ. Au delà les régressions et les effets optiques indésirables sont fréquents et importants.
- Soit par la mise en place d'implants intraoculaires multifocaux toriques après chirurgie cristallinienne.

## **4. DOMINANCE OCULAIRE**

La dominance oculaire doit être recherchée lors de toute consultation de chirurgie réfractive. Ce concept définit la préférence oculaire du patient, utilisé dans le traitement monovision avec correction de l'œil dominant pour la vision à distance et l'œil dominé pour la vision de près.

En réalité, il n'y aurait pas une dominance oculaire simple et unique mais plusieurs composantes, notamment une composante motrice, correspondant à la dominance de visée, et une composante sensorielle (ou composante directionnelle) fondée sur la rivalité rétinienne <sup>87</sup>.

Le résultat des différents tests utilisés pour caractériser la dominance oculaire peut varier lorsque le sujet regarde à des endroits différents de son champ visuel et même à différents

moments. La dominance oculaire est un concept plastique, susceptible d'une grande adaptabilité<sup>88</sup>. Elle est également inégale d'un individu à l'autre et il semble, d'après des observations chez des sujets anisométropes, que, moins elle est marquée, meilleure est l'adaptation à la monovision.

Un des tests les plus utilisés en pratique, et le plus ancien (Charnwood 1949<sup>89</sup>), recherche plus l'œil directeur ou œil de visée. Le sujet doit viser un objet en pointant son index ou définir un cercle avec ses mains, bras tendus, dans lequel il doit percevoir la cible désignée pendant que l'examineur vérifie quel œil est prioritairement sélectionné. Ainsi en pratique aucun test de visée n'a fait la preuve de sa supériorité.

Le choix actuel pour l'évaluation de la dominance plutôt sensorielle, se porte sur le test du flou préférentiel, réalisé en interposant une addition de + 1,25 D à + 1,50 D alternativement devant chacun des deux yeux et en demandant au sujet devant lequel sa vision binoculaire paraît la plus claire<sup>90</sup>.

Ce test peut être réalisé pendant quelques jours par la prescription de lentilles correctrices et ainsi simuler une monovision.



Figure 59: Détermination de l'oeil directeur.

## 5. LES ACTIVITÉS ET LA PROFESSION DES PATIENTS

Il est nécessaire de bien comprendre les besoins du patient afin de pouvoir lui proposer le traitement qui lui apportera le plus de satisfaction.

Ces activités vont ainsi permettre de connaître :

- *les distances de vision utiles*
- *les ambiances lumineuses* dans lesquelles il passe le plus de temps (conditions photopiques ou mésopiques) : par faible luminosité la mydriase réactionnelle peut induire des aberrations optiques de haut degré entravant la qualité de vision. Les traitements multifocaux diminuant la sensibilité aux contrastes sont alors à éviter.
- *les obligations professionnelles* (les métiers de sécurité, les pilotes, les chauffeurs routiers, les métiers de précision (horloger, tailleur de pierre...))
- *le degré de tolérance* du patient pour certains compromis en terme de performances visuelles.

L'écoute du patient est primordiale et son environnement et ses habitudes priment sur les avancées technologiques.

## 6. FACTEURS ANATOMIQUES ET SENSORIELS

Il est important de bien évaluer l'état sensoriel du système binoculaire. Un traitement monovision sera privilégié, en l'absence de fusion binoculaire, lors par exemple des amblyopies fonctionnelles et de tropies importantes.

Au niveau anatomique :

- La recherche d'une opacification du cristallin, même minime, est essentielle et peut éviter bien des désillusions au patient en cas de mauvais choix de l'ophtalmologiste, qui ne l'aurait pas dépistée (ex : chirurgie cornéenne). Il faut toujours privilégier une chirurgie lenticulaire dans ces cas.



- La présence d'opacités cornéennes sur la zone optique contre-indique tout geste de chirurgie réfractive.
- Une épaisseur de cornée centrale trop fine contre-indique un traitement photoablatif.

Cette liste loin d'être exhaustive permet d'orienter rapidement le patient vers la possibilité d'un traitement chirurgical.

Il est bien évidemment nécessaire de déterminer les autres contre-indications mentionnées plus loin.

## 7. ARBRE DÉCISIONNEL

Devant cette multitude de choix thérapeutique (cf. chapitre 3) et ces quelques éléments cliniques, un arbre décisionnel peut être constitué. Celui-ci a été établi par la société française d'ophtalmologie dans le rapport sur la Presbytie.

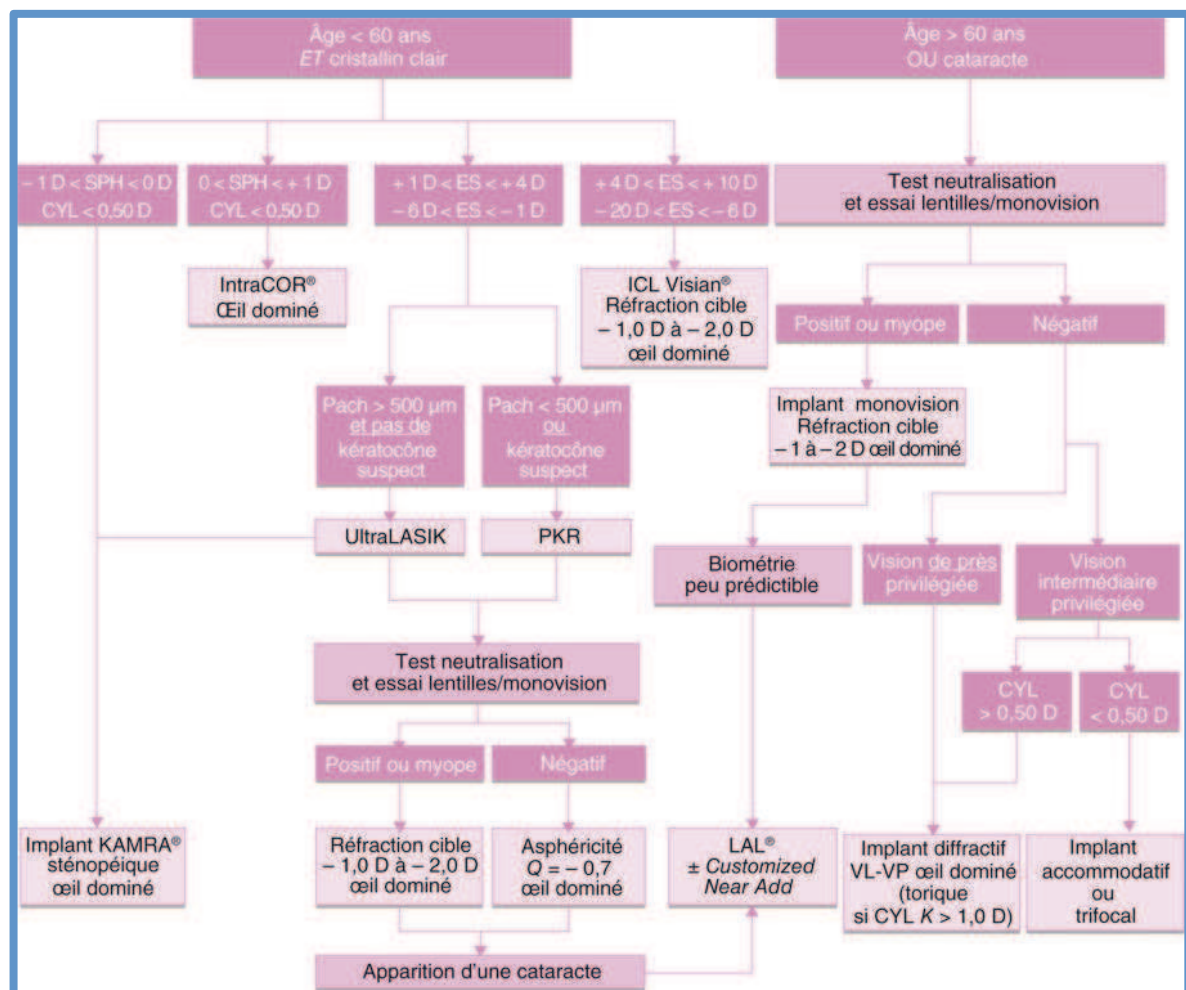


Figure 60: Arbre décisionnel de la chirurgie de la presbytie.

# CHAPITRE 5 : ÉTUDE « KAMRA® »

---

**SUJET :** Analyse de satisfaction et de performances visuelles après correction de la presbytie par implant intracornéen Kamra®.

## 1. INTRODUCTION

La correction de la presbytie demeure l'une des dernières frontières explorées par la chirurgie réfractive.

Beaucoup de patients presbytes considèrent leur perte d'accommodation comme une importante dégradation de leur qualité de vie <sup>91</sup>.

Comme évoqué précédemment, ces dernières années, divers traitements chirurgicaux permettant de corriger au mieux ces patients ont vu le jour. En dépit de résultats prometteurs, leur multiplicité est le témoin de leur perfectibilité.

Chaque technique présente divers inconvénients. Elles sont soit peu prédictibles, voire régressives, soit présentant des résultats limités, irréversibles, d'autres ne présentant pas un recul suffisant.

Les procédures chirurgicales de référence les plus répandues à ce jour restent la chirurgie cristallinienne avec implantation intraoculaire d'implant multifocaux.

Malgré de bons résultats visuels<sup>92-94</sup> et un taux élevé d'indépendance aux lunettes, ces implants réduisent la sensibilité aux contrastes<sup>94</sup>, induisent des phénomènes optiques indésirables<sup>93</sup>.

Les avancées technologiques concernant le laser femtoseconde et les biomatériaux ont suscité un regain d'intérêt des chirurgiens réfractifs pour les implants ou « inlay » intracornéens.

L'inlay cornéen Kamra® d'ACUFOCUS (ACI 7000, Acufocus, Inc.) a reçu en 2005 le marquage CE (certification européenne). Il est en cours d'évaluation par la Food And Drug Administration américaine dans divers centres médicaux pour les patients emmétrope-presbytes.

Le but de cette étude était d'évaluer l'efficacité, l'innocuité de l'inlay KAMRA de 3<sup>e</sup> génération (ACI 7000PDT; AcuFocus Inc, Irvine, Californie) implanté sur un seul œil (œil dominé) chez des patients presbytes pour l'amélioration de la vision binoculaire de près, avec un recul de 6 à 12 mois.

## 2. MATÉRIEL & MÉTHODE

L'étude clinique que nous rapportons regroupe une analyse rétrospective pour un premier groupe de patient (groupe LASIK) et prospective pour un second groupe (groupe POCKET). Elle est non randomisée, non comparative, à visée thérapeutique, et a été réalisée à la Fondation Ophtalmologique de Rothschild dans le service du Dr Gatinel (Paris, France).

### 2.1. DEUX GROUPES DE PATIENTS À L'ÉTUDE : LASIK / POCKET

Lors de notre étude nous avons constitué 2 groupes de patients : un groupe LASIK et un groupe POCKET.

Le groupe LASIK est constitué de patients amétrope-presbytes. Les patients de ce groupe ont bénéficié à la fois d'un lasik pour la correction de l'amétropie et de la mise en place d'un implant Kamra® (Acufocus) pour la correction de la presbytie. L'implant est positionné sous le volet cornéen réalisé lors du lasik.

Le groupe POCKET est constitué de patients emmétrope-presbytes. Ces patients ont bénéficié d'un implant Kamra® directement dans une poche cornéenne ou « pocket » réalisée au laser femtoseconde.

Ces 2 groupes étaient constitués de sujets indemnes de lésion, de pathologie oculaire ou de pathologie générale inflammatoire à répercussion oculaire.

Ils présentaient tous, en préopératoire, une acuité visuelle non corrigée de près supérieure ou égale à 0,4 logMAR ou P3 en échelle de Parinaud (ou  $\leq 4/10^e$ , cf. tableau IV d'équivalence ou annexe 1). Dans le groupe LASIK cette valeur est mesurée après correction de la vision de loin pour avoir une vision de près uniquement pénalisée par la presbytie.

Les caractéristiques préopératoires des 2 groupes sont regroupées dans les tableau I, II, VII et VIII.

### **2.1.1. Groupe LASIK**

Dans cette étude rétrospective nous avons inclus 18 patients presbytes (n=18) présentant un âge moyen de  $56,2 \pm 6,6$  ans (entre 45 et 69 ans), avec un sex-ratio de 0,38 (soit 5 hommes pour 13 femmes), 10 patients hypermétropes (ES=  $1,31 \pm 0,26$  D), 2 patients myopes (ES de  $-6,5$  D et de  $-1$  D), et 6 patients emmétropes (ES=  $0,31 \pm 0,51$  D). L'erreur réfractive sphérique moyenne était de  $0,5 \pm 1,9$  D ( $-6,5$  ;  $+2$ ), tandis que le cylindre moyen était de  $-0,27 \pm 0,37$  D ( $-1,25$  ;  $0$ ).

L'addition moyenne préopératoire en vision de près pour une acuité visuelle égale à P1,5 à l'échelle Parinaud soit proche de 0 en échelle logMAR, après correction de la vision de loin, était de  $2,09 \pm 0,43$  D (min=  $1,25$  D ; max=  $3$  D).

L'acuité visuelle monoculaire (œil devant recevoir l'implant, œil dominé) :

- AVNC en vision de loin était de  $0,57 \pm 0,34$  logMAR (min=  $0$  ; max=  $1,4$ ),
- AVC en vision de loin était de  $10/10^e$  pour tous les patients soit  $0$  logMAR.
- AVNC en vision de près (c'est à dire corrigée pour la vision de loin mais sans addition pour la vision de près) était de  $0,39 \pm 0,09$  (min=  $0,2$  ; max=  $0,5$ ).
- AVC en vision de près était de P1,5 pour tous les patients soit  $0$  logMAR.

L'acuité visuelle binoculaire préopératoire n'avait pas été mesurée.

La pachymétrie centrale moyenne était de  $554 \pm 26$   $\mu$ m (min=  $508$  ; max=  $591$ ).

Le diamètre pupillaire en condition mésopique moyen (faible luminosité) était de  $5,35 \pm 0,78$  mm (min=  $3,9$  ; max=  $6,4$ ).

L'angle kappa moyen était de  $5,5 \pm 1,3^\circ$  (min=  $3,3$  ; max=  $8,7$ ).

### 2.1.2. Groupe POCKET

Dans cette étude prospective nous avons inclus 11 patients emmétrope-presbytes (n=11) présentant un âge moyen de  $53,6 \pm 4,1$  ans (entre 48 et 59 ans), avec un sex-ratio de 0,57 (soit 4 hommes pour 7 femmes).

L'équivalent sphérique moyen préopératoire était de  $-0,17 \pm 0,59$  D (min= -1,125 ; max= 0,75) avec une AVNC préopératoire moyenne en vision de loin de  $0,03 \pm 0,11$  logMAR (min= -0,1 ; max= 0,2), en vision intermédiaire de  $0,15 \pm 0,14$  logMAR (min= 0 ; max= 0,4), et en vision de près de  $0,39 \pm 0,05$  logMAR (min= 0,3 ; max= 0,5).

L'addition moyenne était de  $1,8 \pm 0,35$  D (min= 1,25 ; max= 2,5) et l'AVC moyenne de près de  $0,02 \pm 0,03$  D (min= 0 ; max= 0,1).

L'acuité visuelle monoculaire (œil devant être implanté) :

- AVNC en VL était de  $0,03 \pm 0,11$  logMAR (min= -0,1 ; max= 0,2), en VI était de  $0,15 \pm 0,14$  logMAR (min= 0 ; max= 0,4), et en VP était de  $0,39 \pm 0,05$  logMAR (min= 0,3 ; max= 0,5),
- AVC en VP était de  $0,02 \pm 0,03$  logMAR (min= 0 ; max= 0,1).

L'acuité visuelle binoculaire :

- AVNC en VL était de  $-0,04 \pm 0,09$  logMAR (min= -0,1 ; max= 0,2), en VI était de  $0,05 \pm 0,12$  logMAR (min= -0,1 ; max= 0,2), et en VP de  $0,26 \pm 0,15$  logMAR (min= -0,1 ; max=0,4).
- AVC en VL, VI et VP était de 0 logMAR.

Les mesures réalisées à l'aide du topographe objectivent une kératométrie moyenne de  $43,9 \pm 1,3$  D (min= 41,9 ; max= 45,7) et un astigmatisme cornéen moyen de  $0,5 \pm 0,5$  D (min= 0 ; max= 1,75).

Les mesures réalisées à l'OCT retrouvent une pachymétrie centrale moyenne de  $561 \pm 20$   $\mu$ m (min= 534 ; max= 601).

Le diamètre pupillaire moyen en condition mésopique était de  $5,5 \pm 0,6$  mm (min= 4,9 ; max= 6,7).

L'angle kappa moyen était de  $5,2 \pm 1,2$  D (min= 3,3 ; max= 6,8).

Le Break Up Time test (BUT) moyen était de  $12,5 \pm 1,0$  s (min= 11 ; max= 14).

La pression intraoculaire (PIO) moyenne était de  $13,9 \pm 3,2$  mmHg (min= 8 ; max= 18).

L'étude aberrométrique retrouve un taux total moyen d'aberrations (valeur RMS, *root mean square*, du retard du front d'onde) dans l'œil implanté de  $1,31 \pm 0,61$   $\mu$ m (min= 0,48 ; max= 2,35)

et un taux moyen d'aberrations de haut de degré (HOA) de  $0,41 \pm 0,19 \mu\text{m}$  (min= 0,2 ; max= 0,81).

Données démographiques		n=18	Valeurs
Âge (années)	Moy +/- DS		$56,2 \pm 6,59$
	min; max		45 ; 69
Sexe, n (%)	Femme		13 (72,2%)
	Homme		5 (27,8%)
Œil implanté, n (%)	Droit		4 (22,2%)
	Gauche		14 (77,8%)
Préop ES (D)	Moy +/- DS		$0,38 \pm 1,86$
	min; max		-6,5 ; +1,625
Préop addition (D)	Moy $\pm$ DS		$2,09 \pm 0,43$
	min; max		1,25 ; 3
Préop AVNC de loin (logMAR)	Moy +/- DS		$0,57 \pm 0,34$
	min; max		0 ; 1,4
Préop AVC de loin (logMAR)	Moy +/- DS		$0 \pm 0$
	min; max		0 ; 0
Préop AVNC de près (logMAR)	Moy +/- DS		$0,39 \pm 0,09$
	min; max		0,2 ; 0,5
Préop AVC de près (logMAR)	Moy +/- DS		$0 \pm 0$
	min; max		0 ; 0

Données démographiques		n=11	Valeurs
Âge (années)	Moy +/- DS		$53,6 \pm 4,1$
	min; max		48 ; 59
Sexe, n (%)	Femme		7 (63,6%)
	Homme		4 (36,4%)
Œil implanté, n (%)	Droit		3 (27,3%)
	Gauche		8 (72,7%)
Préop ES (D)	Moy +/- DS		$-0,17 \pm 0,59$
	min; max		-1,125 ; 0,75
Préop addition (D)	Moy +/- DS		$1,8 \pm 0,35$
	min; max		1,25 ; 2,5
Préop AVNC VL (logMAR)	Moy +/- DS		$0,03 \pm 0,11$
	min; max		-0,1 ; 0,2
Préop AVNC VI (logMAR)	Moy +/- DS		$0,15 \pm 0,14$
	min; max		0 ; 0,4
Préop AVNC VP (logMAR)	Moy +/- DS		$0,39 \pm 0,05$
	min; max		0,3 ; 0,5
Préop AVC VP (logMAR)	Moy +/- DS		$0,02 \pm 0,03$
	min; max		0 ; 0,1

Tableau I et II : caractéristiques démographiques préopératoires : en bleu le groupe LASIK ; en vert le groupe POCKET, (ES : équivalent sphérique ; AVNC : acuité visuelle non corrigée ; AVC : acuité visuelle corrigée ; DS : déviation standard ou écart-type ; VL vision de loin, VI vision intermédiaire, VP vision de près).

## 2.2. IMPLANT CORNÉEN KAMRA®

L'implant intracornéen KAMRA (ACI 7000PDT; AcuFocus Inc, Irvine, Californie) est un petit anneau de polyfluorure de vinylidène (PVDF) associé à des nanoparticules de carbone afin de le rendre opaque.

Le polyfluorure de vinylidène présente une excellente biocompatibilité in vitro et a été très largement utilisé comme constituant d'haptiques d'implants intraoculaires (in vivo)<sup>78,79</sup>.

Les caractéristiques, de l'inlay utilisé dans cette étude, sont :

- Une épaisseur de 5  $\mu\text{m}$

- Un diamètre externe de 3,8 mm
- Un diamètre interne (trou central) de 1,6 mm
- Un rayon de courbure de 7,5 mm pour s'adapter à la courbure moyenne de la cornée humaine dans le lit stromal.
- Près de 8400 microperforations créées au laser (diamètre de 5 à 10  $\mu\text{m}$ ) disposées de manière aléatoire pour permettre le passage des nutriments de l'humeur aqueuse vers le stroma antérieur lui permettant d'assurer sa viabilité et de prévenir des problèmes d'amincissement cornéen ou des altérations épithéliales. Ces trous permettent le passage d'une quantité de lumière supplémentaire, avec une transmission moyenne à travers l'anneau d'environ 5%.

Il a été conçu pour augmenter la profondeur de champ sur le principe du sténopé afin de restaurer une vision de près et intermédiaire sans altérer significativement la vision de loin (pour plus de détails se référer au chapitre 2 et 3).

### 2.3. TECHNIQUES CHIRURGICALES

Toutes les interventions ont été réalisées par deux chirurgiens (D.G et A.S) entre avril 2010 et février 2012.

Une heure avant l'intervention une goutte de pilocarpine 2% est instillée pour induire un myosis dans l'œil à implanter (œil dominé) pour faciliter le repérage du centre pupillaire et aider également le patient à repérer et à fixer la lumière du microscope (car moins ébloui).

Les interventions étaient réalisées sous anesthésie topique, après instillation répétée (au moins 3 fois) d'oxybuprocaine, dans les 2 yeux, suivi d'une désinfection cutanéomuqueuse à la povidone iodée dermique et ophtalmique, de la mise en place d'un champ stérile et du blépharostat pour assurer un maximum d'exposition.

Une solution saline (Balanced salt solution ou BSS) était utilisée pour irriguer les culs-de-sac conjonctivaux, la conjonctive et la cornée.

Les temps opératoires, pour chaque technique, sont décrits ci-après.

Le traitement postopératoire comprenait :

- un traitement prophylactique combiné, antibiotiques (tobramycine) pendant un mois à raison d'une goutte trois fois par jour, et anti-inflammatoires stéroïdiens locaux (dexaméthasone ). Il est recommandé d'instiller un collyre corticoïde (dexaméthasone) à la posologie de quatre gouttes par jour pendant un mois, puis de deux gouttes par jour le deuxième mois, puis d'une goutte par jour le troisième mois. La pression oculaire fait l'objet d'un suivi rigoureux (risque d'hypertonie cortisonique).
- des agents hydratants, lubrifiants, en collyre pendant les trois premiers mois minimum à raison d'une goutte quatre fois par jour (carbomères).

### **2.3.1. Groupe LASIK**

La correction de l'amétropie préopératoire et la mise en place de l'implant sont réalisées lors de la même intervention.

Le premier temps opératoire comporte plusieurs étapes suivant cet ordre chronologique (cf. figure 61) :

1. La réalisation des volets cornéens des 2 yeux au laser femtoseconde (Intralase® , Abbott Medical Optics Inc. AMO) de 200 µm d'épaisseur, avec une charnière supérieure.
2. Le soulèvement de ce capot cornéen après avoir pris soin de placer des repères au stylo dermatographique sur la périphérie pour faciliter son repositionnement.
3. La correction proprement dite par photoablation sous le capot au laser excimer (EC 5000®, NIDEK) des 2 yeux visant l'emmétropie de l'œil dominant et -0,75 D sur l'œil dominé.
4. Le lavage abondant au BSS de l'interface stromale.
5. Le repositionnement du capot, la congruence du bord du capot avec le reste de la cornée est assurée à l'aide d'une éponge en respectant les repères préopératoires.

Le deuxième temps est la mise en place de l'implant :

1. Il est demandé au patient de bien fixer le spot lumineux de référence pour déterminer le vertex, première image de purkinje de la lumière coaxiale du microscope ou du centre des différentes mires lumineuses émises par le laser.



2. La position souhaitée de l'implant est repérée sur l'épithélium du capot, à l'aide d'un marqueur circulaire de 4 mm de diamètre centré sur le vertex.
3. L'implant Kamra® est retiré de son support à l'aide de micro-forceps fournis par le laboratoire AcuFocus, la préhension se fait sur 1/4 de la surface de l'anneau.
4. Le capot est à nouveau soulevé et le lit stromal bien séché à l'éponge.
5. L'épaisseur du capot de 200 µm est vérifiée à l'aide de la réalisation d'une pachymétrie ultrasonore peropératoire sur le stroma.
6. Le Kamra® est positionné sur le stroma, sa partie brillante contre le lit stromal. La partie opaque se retrouve au contact du capot. Le reflet cornéen n'est alors plus visible et la pupille mal perçue le contrôle ne peut se faire qu'après le repositionnement du capot.
7. Le capot est enfin repositionné après l'avoir hydraté d'une goutte de BSS, la position de l'implant est alors vérifiée par rapport au marquage circulaire préalablement réalisé.

En cas de réajustement, il est nécessaire, cette fois ci contrairement à la méthode classique, plutôt de tirer le capot de la partie inférieure vers la charnière supérieure pour que l'implant reste positionné sur le lit stromal et ne colle pas au capot. Il convient alors d'instiller une goutte de BSS au préalable sur l'inlay afin de pouvoir le mobiliser plus facilement à l'aide d'un crochet microchirurgical de type Sinsky (cf. figure 62).

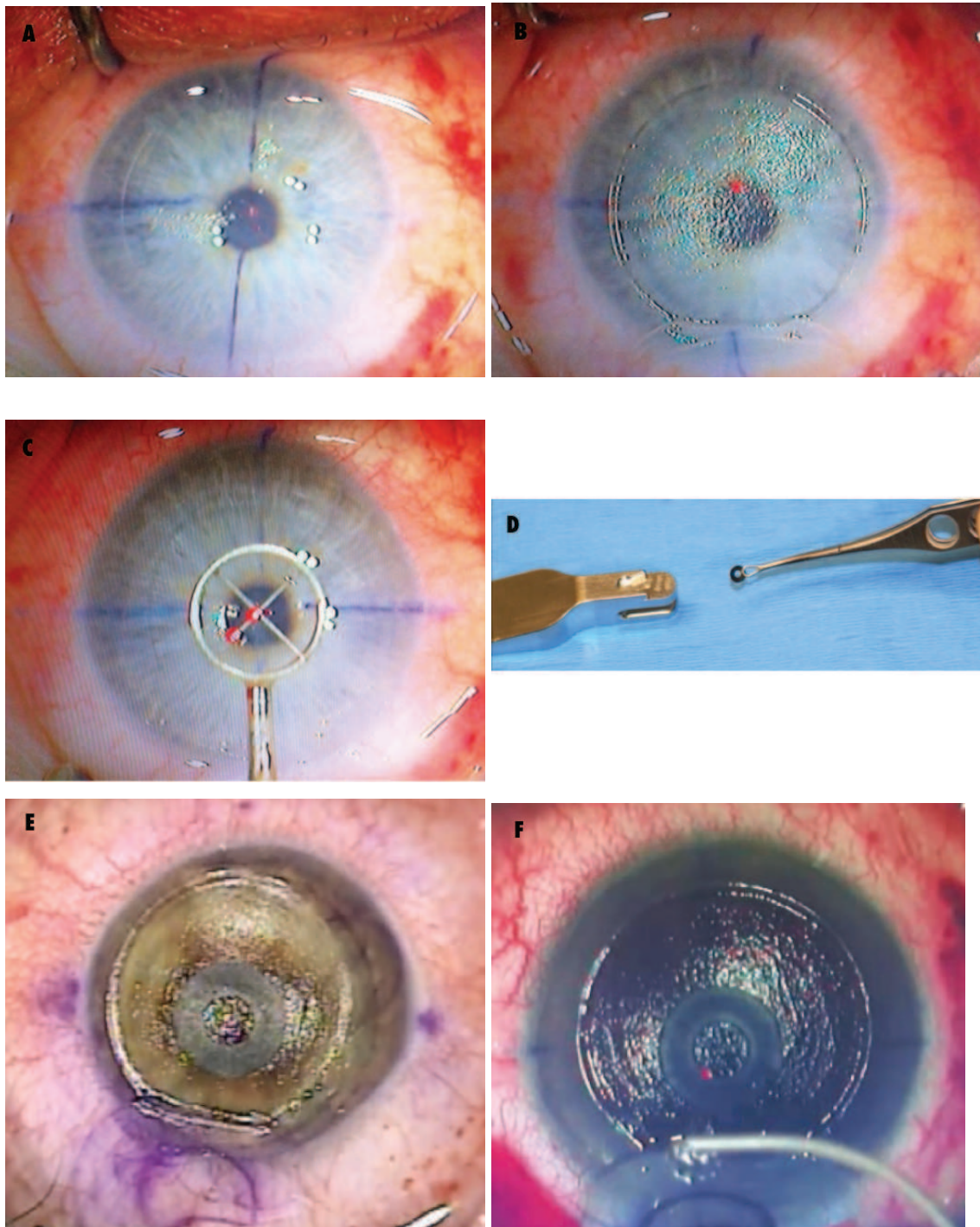
Un examen à la lampe à fente est effectué à l'issue de l'intervention à la recherche d'une malposition et/ou de macroplis du capot nécessitant, alors, une reprise chirurgicale rapide.

### **2.3.2.      *Groupe POCKET***

Le premier temps de l'intervention est dédié à la réalisation de la poche intrastromale à 200 µm de profondeur selon un patron préprogrammé au laser femtoseconde.

Le deuxième temps consiste tout d'abord au repérage du centre pupillaire, du reflet de purkinje et de la position de l'implant sur l'épithélium cornéen. Le patient doit pour cela fixer la lumière coaxiale du microscope. L'implant peut alors être déposé, facilité par l'utilisation d'une pince adaptée (micro-forceps) par l'ouverture temporale de la poche (à 230 µm de profondeur).

L'implant était considéré comme centré, lorsque le centre de l'orifice était situé entre le centre de la pupille et le reflet cornéen.



**Figure 61 : Groupe LASIK : Les différents temps opératoires. A : repérage des berges du volet cornéen ; B : réalisation de la photoablation ; C : marquage circulaire épithélial ; D : préhension de l'implant Kamra® ; E : mise en place de l'implant sur le lit stromal ; F : hydratation du volet avant son repositionnement.**

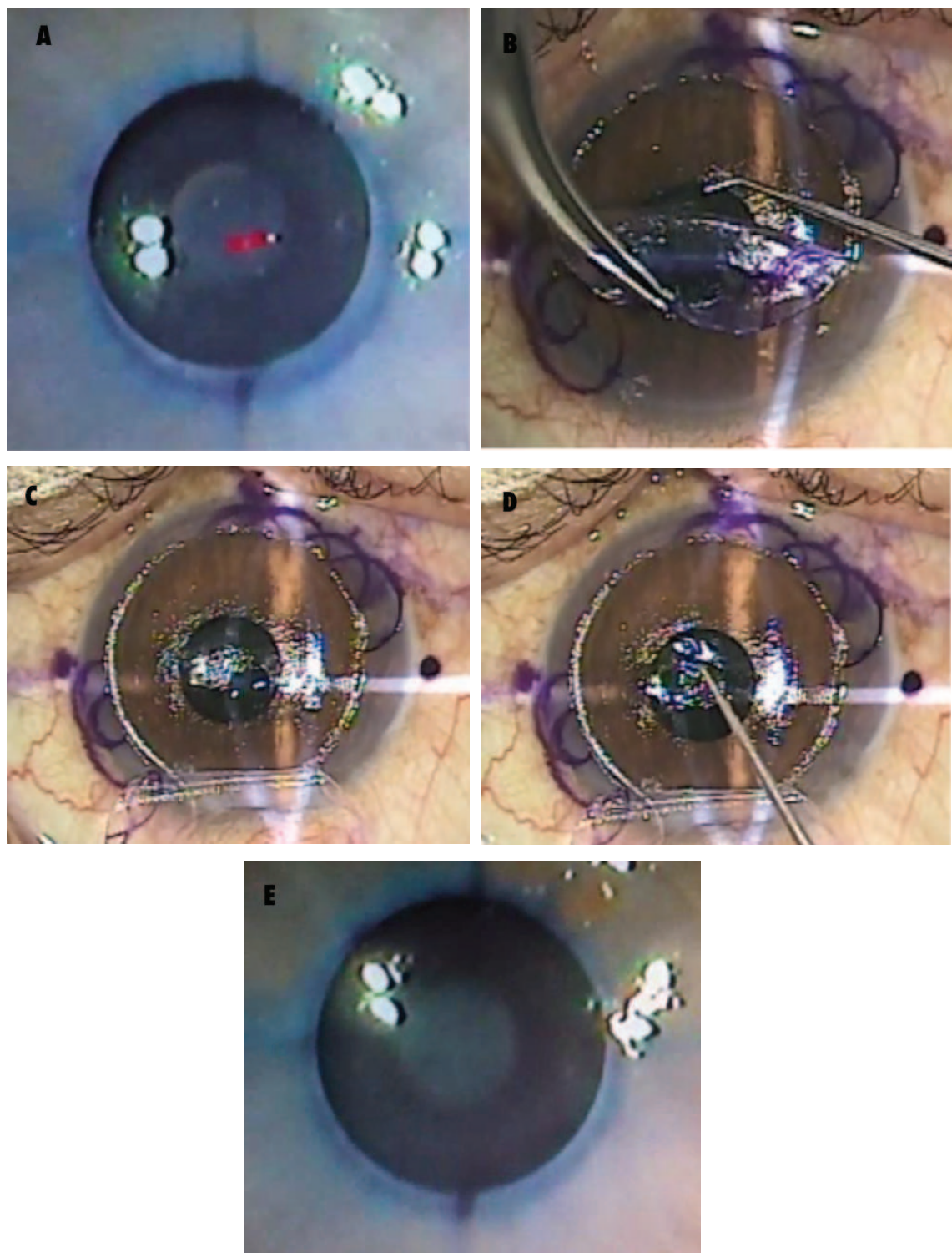


Figure 62 : Reprise d'un implant mal positionné. A : implant décentré ; B : soulèvement du volet cornéen en maintenant l'implant contre le lit stromal ; C : instillation d'une goutte de BSS ; D : mobilisation de l'implant à l'aide d'un crochet microchirurgical ; E : aspect final, implant centré.

## 2.4. ÉVALUATION PRÉ ET POSTOPÉATOIRE

Les données pré et postopératoires sont plus variées dans le groupe POCKET du fait du caractère prospectif de son étude.

L'examen préopératoire comprenait :

- La détermination de l'œil directeur (ou de visée) et l'œil dominant à l'aide de test de préférence visuel. Si le même était retrouvé il était choisi pour le traitement de la vision de loin (œil non implanté). En cas d'incohérence entre les deux, alors, le meilleur confort visuel binoculaire retrouvé (après « emmétropisation » pour le groupe LASIK) lors de la pénalisation alternée d'un œil (+1,5 D) déterminait l'œil dominant (l'œil non pénalisé).
- La réalisation d'une réfraction manifeste et sous cycloplégiques.
- Les mesures mono et binoculaire :
  - des acuités visuelles non corrigées (de loin, intermédiaire et de près)
  - des acuités visuelles avec correction de la vision de loin sans addition (de loin, intermédiaire et de près)
  - de l'acuité visuelle corrigée de loin avec l'addition de près (vision de près)
- Un examen au biomicroscope à la lampe à fente, complété par une instillation de fluorescéine à la recherche d'anomalies du film lacrymal et de signes de sécheresse (kératite ponctuée superficielle) avec la détermination du *Break Up time Test* ou BUT.
- Les mesures kératométriques réalisées au topographe de type Orbscan (Technolas Inc.) qui couple un topographe spéculaire et une reconstruction topographique de coupe en lampe à fente par balayage permettant d'obtenir une carte pachymétrique et ainsi de déduire le mur postérieur résiduel indispensable avant tout traitement.
- La mesure de la réfraction après cycloplégie (cyclopentolate, Skiacol®)
- La mesure de la pression intraoculaire (PIO) au tonomètre à aplanation.
- La mesure de l'épaisseur cornéenne centrale (CCT) et de l'épaisseur cornéenne minimale à l'aide d'un OCT du segment antérieur (Visante®, Zeiss).
- L'exploration vitréorétinienne, vasculaire et papillaire à l'examen du fond d'œil (FO).
- L'acquisition numérique de repères du segment antérieur tels que le reflet de purkinje, le centre pupillaire, des repères iriens à l'aide de l'Acutarget® (Acufocus et SensoriMotoric Instrument) pour l'aide au centrage.



- Le comptage cellulaire endothélial à l'aide d'un microscope spéculaire.
- La mesure des acuités visuelles.

Les patients étaient revus en postopératoire à J1, J7, 1 mois, 3 mois, 6 mois et 1 an.

Toutes les acuités visuelles (AV) ont été déterminées à l'aide d'une échelle logarithmique ETDRS (Early Treatment Diabetic Retinopathy Study).

L'évaluation de L'AV était réalisée avec un niveau de luminance standardisé de 85 candelas/m<sup>2</sup>.

Un questionnaire de satisfaction était rempli par chaque patient en postopératoire à 3 mois (groupe POCKET) et 6 mois (groupe LASIK), déterminant :

- le confort visuel de près sans correction dans des ambiances lumineuses à faibles (condition mésopique) ou bonne luminance (condition photopique)
- le confort visuel en vision intermédiaire et en vision de loin
- la présence d'une autre gêne (flou, halos, éblouissement, sécheresse, vision nocturne, douleurs, distorsion des couleurs...).

## 2.5. ANALYSE STATISTIQUE

La comparaison de valeurs numériques dans le temps était réalisée :

- Soit en cas de non distribution normale des valeurs étudiées, à l'aide de tests non paramétriques de type Wilcoxon ou Friedman Mann-Whitney par la comparaison de médiane (car notre échantillon était inférieur à 30),
- Soit en cas de distribution normale, à l'aide d'un test paramétrique de type Student pour séries appariées.

L'analyse des corrélations était réalisée par la méthode de Spearman entre les variables aux différents temps.

Pour la comparaison entre les 2 groupes (LASIK et POCKET) nous avons utilisé pour les valeurs quantitatives le test de comparaisons multiples (facteurs temps et groupe) de Turkey-Kramer et pour les valeurs qualitatives (questionnaire de satisfaction) le test exact de Fisher.

Nous avons utilisé le logiciel de calcul SPSS (IBM).

Une valeur du risque relatif  $p$  inférieur à 0,05 était considéré comme statistiquement significative.

### 3. RÉSULTATS

#### 3.1. GROUPE LASIK

Certains patients ne se sont pas présentés aux différents contrôles, ainsi l'effectif postopératoire était variable : 11 patients (61,1%) à 1 mois, 17 patients (94,4%) à 3 mois, 8 patients (44,4%) à 6 mois, 11 patients (61,1%) à 12 mois, 5 patients à 18 mois et 3 à 24 mois avec un suivi moyen de  $11,2 \pm 3,4$  mois (min=6 ; max= 24).

L'implant Kamra® a été implanté à droite pour 4 patients (22,2%) et à gauche pour 14 patients (77,8%).

##### 3.1.1. MESURE DES PERFORMANCES VISUELLES (cf. figures 12, 13, 14 et 15)

*Cf. figures 63, 64, 65 et tableaux III, IV, V.*

##### **MONOCULAIRE (œil implanté)**

L'AVNC en vision de loin et en vision de près augmente de manière significative ( $p= 0,02$  et  $p<0,001$ ) dès 1 mois postopératoire et ce jusqu'à 1 an (pas de différence significative entre les différents temps,  $p>0,05$ ). En effet l'AVNC moyenne en VL passe de  $2,5/10^e$ , en préop, à  $10/10^e$  à 1 mois, et l'AVNC moyenne en VP, de P5 ( $4/10^e$ ) en préopératoire à P2 ( $7/10^e$ ) à 1 mois.

Il n'existe pas de différence significative ( $p>0,05$ ) entre l'AVC préopératoire en vision de loin et l'AVNC jusqu'à 3 mois postopératoire. Cette différence devient significative ( $p=0,02$ ) à 6 mois postopératoire pour ne plus l'être au contrôle à 12 mois ( $p>0,05$ ).

Il n'existe pas de différence significative ( $p>0,05$ ) entre l'AVC de près en préopératoire et l'AVNC de près 1 mois puis devient significative à partir de 3 mois ( $P=0,03$ ).

À 1 an postopératoire, 72,7% des patients ont une AVNC monoculaire supérieure ou égale à  $7/10^e$  en vision de loin et P2 en vision de près (échelle de Monoyer et Parinaud, soit  $< 0,2$  logMAR), et 82,8% avec une AVNC supérieure ou égale à  $5/10^e$  P3 (soit  $< 0,3$  logMAR).

L'équivalent sphérique et l'addition par manque de données postopératoires n'ont pu être analysés.

## BINOCULAIRE

À 1 an postopératoire 81,8% des patients ont une AVNC binoculaire supérieure ou égale à 7/10<sup>e</sup> en vision de loin et P2 en vision de près (échelle de Monoyer et Parinaud, soit < 0,2 logMAR), et 82,8% avec une AVNC supérieure ou égale à 5/10<sup>e</sup> P3 (soit < 0,3 logMAR).

Données démographiques			n=18	Valeurs
Âge (années)				
	Moy +/- DS			56,2 ± 6,59
	min; max			45 ; 69
Sexe, n (%)				
	Femme			13 (72,2%)
	Homme			5 (27,8%)
Œil implanté, n (%)				
	Droit			4 (22,2%)
	Gauche			14 (77,8%)

logMAR	PARINAUD	EQ MONOYER
0	P 1,5	9 à 10/10e
0,1		7 à 8/10e
0,2	P 2	6/10e
0,3		5/10e
0,4	P 3	4/10e
0,5	P 4	3,2/10e
0,6	P 5	2,5/10e

LASIK		Préop	1 mois	3 mois	6 mois	12 mois
AVNC MONOCULAIRE (logMAR)						
VL	Moy +/- DS	0,57 ± 0,34	0,09 ± 0,18	0,1 ± 0,2	0,14 ± 0,12	0,12 ± 0,18
	min; max	0 ; 1,4	-0,2 ; 0,4	-0,2 ; 0,5	0 ; 0,3	0 ; 0,6
	préop vs postop p significatif si ≤ 0,05		0,002	< 0,001	0,047	0,02
AVNC vs AVC p significatif si ≤ 0,05			> 0,05	> 0,05	> 0,05	
VP	Moy +/- DS	0,39 ± 0,09	0,19 ± 0,10	0,18 ± 0,08	0,19 ± 0,08	0,16 ± 0,08
	min; max	0,2 ; 0,5	0,06 ; 0,48	0,06 ; 0,36	0,06 ; 0,36	0,06 ; 0,36
	préop vs postop (p significatif si ≤ 0,05)		< 0,001	< 0,001	< 0,001	< 0,001
AVNC vs AVC (p significatif si ≤ 0,05)			> 0,05	> 0,05	> 0,05	
AVC MONOCULAIRE (logMAR)						
VL	Moy +/- DS	0 ± 0	-0,01 ± 0,08	-0,01 ± 0,18	0,01 ± 0,04	
	min; max	0 ; 0	-0,2 ; 0,1	-0,2 ; 0,1	0 ; 0,1	
	préop vs postop p significatif si ≤ 0,05		> 0,05	> 0,05	> 0,05	
VP	Moy +/- DS	0 ± 0	0,07 ± 0,07	0,15 ± 0,05	0,17 ± 0,04	
	min; max	0 ; 0	0 ; 0,18	0,06 ; 0,18	0,06 ; 0,18	
	préop vs postop p significatif si ≤ 0,05		> 0,05	0,047	0,025	

Tableau III : Groupe LASIK, caractéristiques démographiques préopératoires. Tableau IV : équivalence entre les différentes échelles d'acuité visuelle (logMAR, Parinaud, et Monoyer). Tableau V : Comparaison des données pré et post opératoires et leurs valeurs de significativité. La comparaison de la pachymétrie centrale n'est pas informative dans le groupe LASIK du fait de la photoablation. Le diamètre pupillaire en condition mésopique est constant sur un délai aussi court. L'angle Kappa n'est pas mesurable en postopératoire.

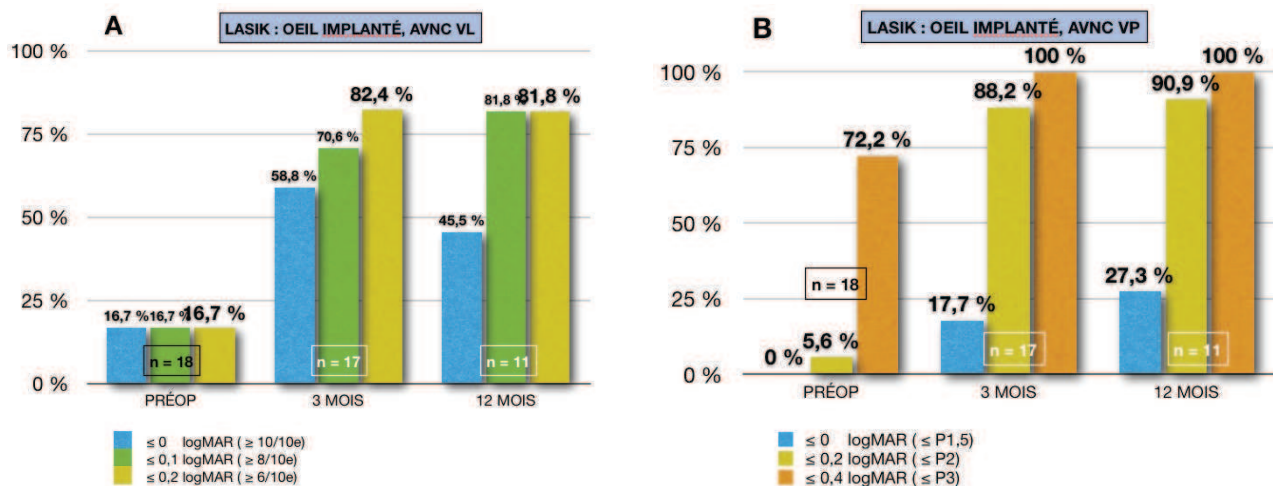


Figure 63 : Répartition des patients en fonction de leur AVNC. A : en vision de loin (VL) ; B : en vision de près (VP) les valeurs préopératoires (VP) correspondent aux valeurs obtenues après correction de la vision de loin.

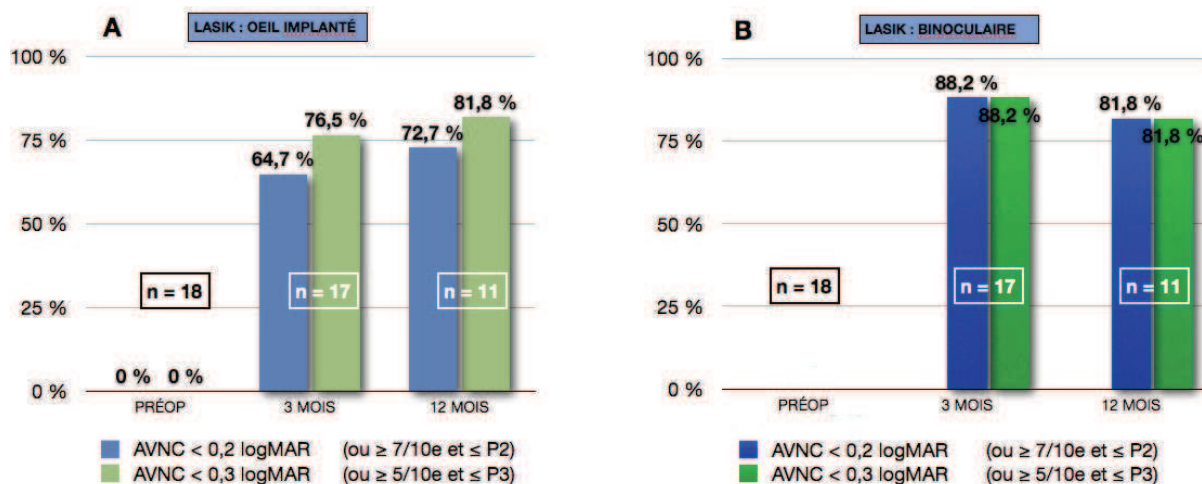


Figure 64 : Groupe LASIK : répartition des patients présentant une AVNC (A : monoculaire ; B : binoculaire) < 0,2 logMAR pour la VL et la VP, soit ≥ 7/10<sup>e</sup> et ≤ P2 (en échelle Monoyer et Parinaud) ou < 0,3 logMAR soit ≥ 5/10<sup>e</sup> et ≤ P3.

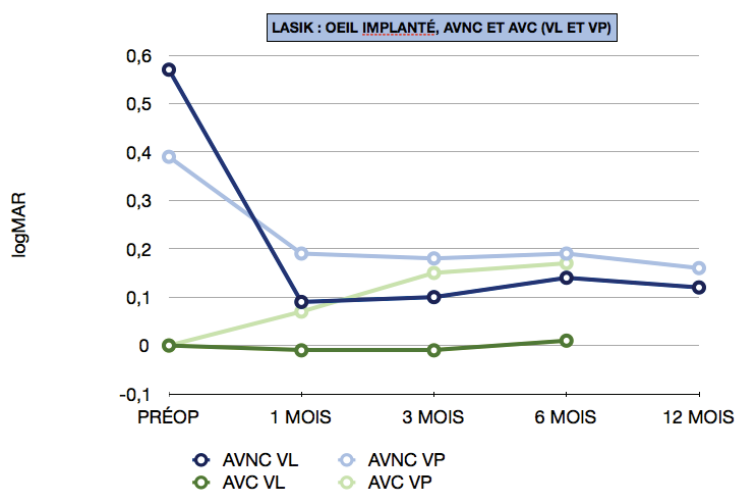


Figure 65 : Évolution des AVNC et AVC moyenne de loin et de près en pré et postopératoire.



### 3.1.2. EXAMEN BIOMICROSCOPIQUE

Un haze cornéen, témoin d'une réaction inflammatoire du tissu cornéen entourant l'implant, a été mis en évidence chez 3 patients (16,6%) :

- à 18 mois postopératoire pour un patient (sur 5 patients suivis à 18 mois, soit 20%), résolutif sous corticothérapie topique (dexaméthasone) à raison de 3 gouttes par jour pendant 1 mois
- à 24 mois postopératoire pour 2 autres patients (sur 4 patients suivis à 2 ans, soit 50%), résolutif pour l'un également sous corticothérapie pendant 1 mois mais persistant pour l'autre est responsable d'un shift hypermétropique. Le retrait de l'implant a été proposé et réalisé quelques semaines plus tard. 2 mois après le retrait le haze a bien diminué, mais persiste encore sans toutefois entraver l'AVC. En effet l'AVC monoculaire est de 10/10<sup>e</sup> avec +1,50 D.

Aucun patient n'a présenté de dépôts intrastromaux autour de l'implant, ni d'invasion épithéliale au niveau l'interface.

Une kératite ponctuée superficielle secondaire à une sécheresse oculaire était fréquente jusqu'à 3 mois postopératoire. Mais, il est difficile d'en quantifier la fréquence par manque de données.

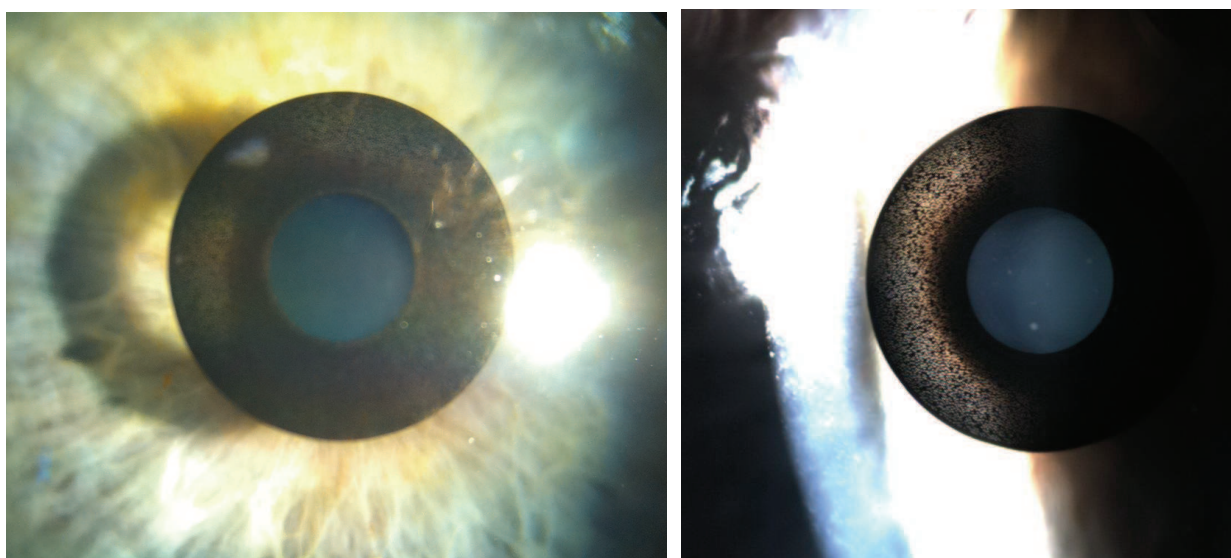


Figure 66: Aspect postopératoire: cornée claire, implant centré. Sur le cliché de gauche on peut voir l'ombre de l'implant sur l'iris, la rétro-illumination sur le cliché de droite fait apparaître les microperforations de l'anneau.

### 3.1.3. CENTRAGE DE L'IMPLANT

La position moyenne des implants en coordonnées cartésiennes a pu être étudiée sur 16 patients (88,8%) grâce à l'Acutarget :

- par rapport au centre du reflet cornéen était de  $32 \pm 167 \mu\text{m}$  (min= -256 ; max= 360) en abscisses (x) et de  $63 \pm 100 \mu\text{m}$  (min= -67 ; max= 289) en ordonnées (y),
- par rapport au centre pupillaire était de  $-198 \pm 130 \mu\text{m}$  (x) (min= -379 ; max= 31) et de  $76 \pm 112 \mu\text{m}$  (y) (min= -131 ; max= 269).

Huit implants (50%) étaient centrés à moins de 150 microns du vertex (10% du diamètre interne ou DI de l'implant) et 13 (81,3%) positionnés à moins de 250 microns (15% du DI).

La position du centre de chaque implant par rapport au vertex est ainsi représentée par la figure 66 E.

Deux patients sur 18 (11,1%) ont présenté de manière précoce, au contrôle à J7, un flou visuel gênant voire une diplopie monoculaire avec des performances visuelles faibles de loin comme de près. Ces 2 implants étaient en fait bien décentrés et un repositionnement a été réalisé rapidement (quelques jours après). Une bonne récupération était constatée à 1 an postopératoire avec des AVNC de loin (0,2 et 0 logMAR) et de près (0,18 et 0,06) tout à fait satisfaisantes pour le patient toutefois au prix d'une récupération lente avec halos lumineux et sécheresse mais qui sont restés transitoires.

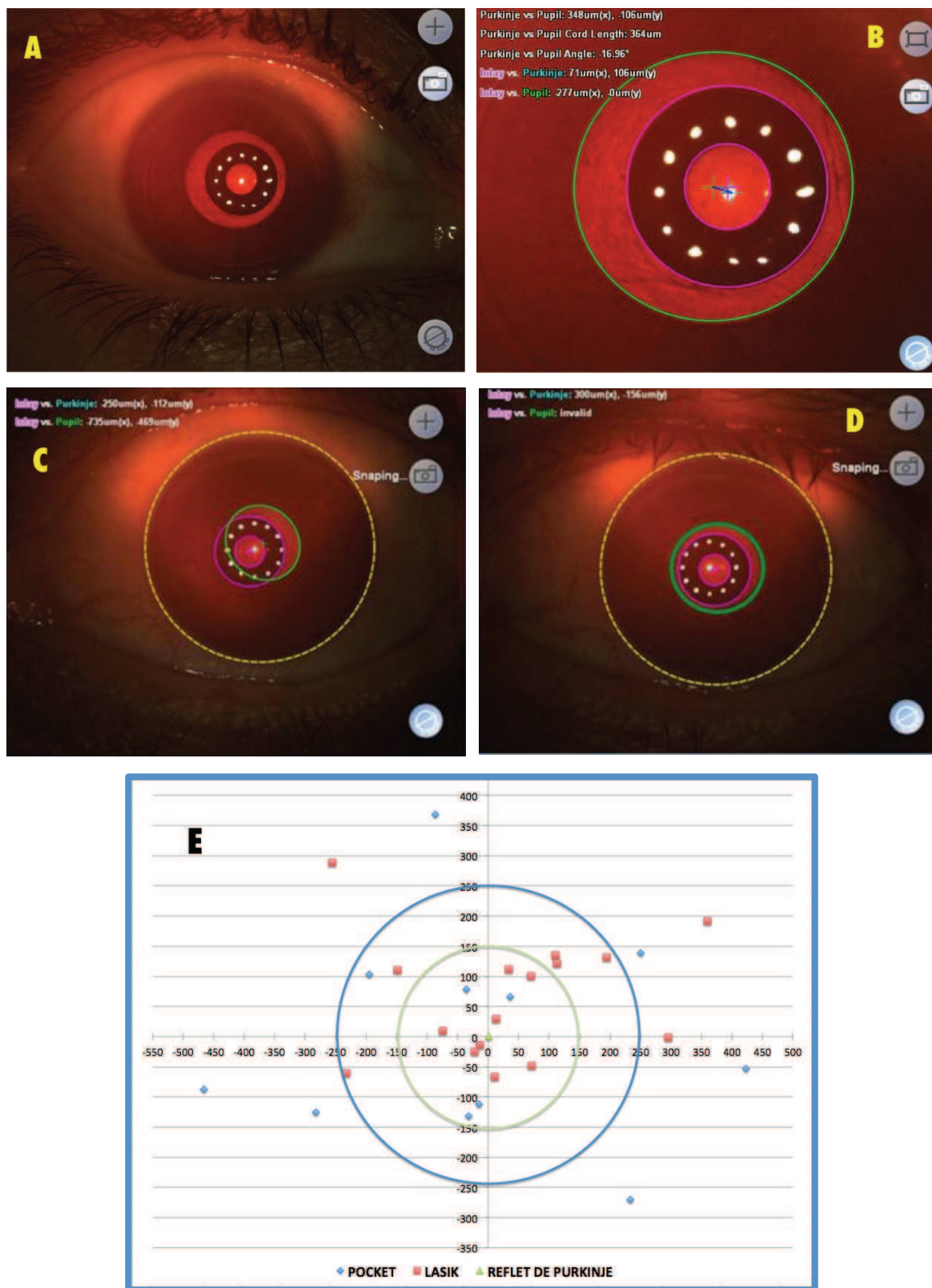


Figure 67 : Cliché postopératoire réalisé à l'aide de l'Acutarget (A, B, C, D). A : visualisation du capot cornéen, mais surtout du positionnement de l'anneau par rapport au reflet de Purkinje (reflet central) et au centre de la pupille. B : zoom sur l'anneau : en vert = bord et centre pupillaire, en bleu = reflet de Purkinje, en rose = bords et centre de l'anneau. Les positions géométriques de ces 3 points sont analysées et les résultats précisés en haut à gauche de l'image; C : La position initiale de l'implant est trop nasale. D : la position de l'inlay est jugée satisfaisante après repositionnement. L'acuité visuelle du patient était améliorée, et la gêne visuelle fortement réduite. E : Répartition sur des coordonnées cartésiennes, centrées sur le vertex, de la position du centre de l'implant dans chaque œil implanté (groupe LASIK et groupe POCKET). Les 2 cercles (virtuels) de 150 μm et 250 μm de rayon permettent de mieux localiser les implants les mieux centrés sur le vertex.

### 3.1.4. EXAMEN OCT

Cet examen a été réalisé chez 15 patients (83,3%) permettant de s'assurer de l'épaisseur du volet cornéen ainsi que du mur postérieur résiduel compatibles avec une bonne tolérance de l'implant.

L'épaisseur moyenne du volet cornéen était de  $212 \pm 13 \mu\text{m}$  (min= 190 ; max= 236).

Le mur résiduel postérieur moyen calculé (la différence entre l'épaisseur cornéenne totale et l'épaisseur du capot) était de  $332 \pm 41 \mu\text{m}$  (min= 274 ; max= 415).

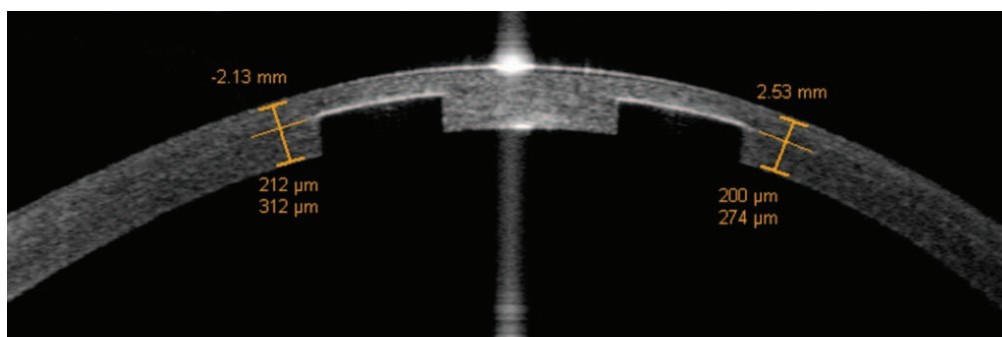


Figure 68: Coupe OCT sur le méridien de 0-180° passant par l'implant. L'anneau opaque ne laissant que très peu passer les rayons lumineux rend compte du "cône d'ombre" visible en postérieur expliquant cette image virtuelle en marche d'escalier. L'interface entre le volet et mur stromal postérieur est visible de part et d'autre de l'anneau entre 200 et 212 µm de profondeur laissant un mur entre 274 et 312 µm.

### 3.1.5. QUESTIONNAIRE DE SATISFACTION

Quinze patients (83,3%) ont répondu au questionnaire entre 6 et 18 mois postopératoire.

Les réponses sont regroupées dans les graphiques ou « figures » 69, 70, 71.

#### **Performances visuelles**

Les patients sont satisfaits ou très satisfaits en vision binoculaire :

- dans 93,3% (14/15) des cas de manière générale,
- en vision de près, dans 80% (12/15) des cas dans un endroit bien éclairé, contre 60% (9/15) des cas dans un environnement mal éclairé
- dans 100% (15/15) des cas en vision de loin et intermédiaire.

### ***Effets indésirables :***

Les 5 plaintes fonctionnelles les plus fréquemment retrouvées et les plus invalidantes sont :

- les halos lumineux (autour de source lumineuse en condition mésopique) pour 73,3% des patients (11/15),
- la sensation d'une vision nocturne altérée pour 66,6% des patients (10/15),
- une sensation de sécheresse oculaire accrue dans 53,3% des cas (8/15),
- une sensation d'éblouissement modérée en condition photopique également dans 53,3% des cas (8/15),
- et une sensation modérée d'une vision trouble ou floue dans 33,3% des cas (5/15).

Les autres types de plaintes sont regroupés dans le graphique 71, mais sont rencontrées de façon plus anecdotique.



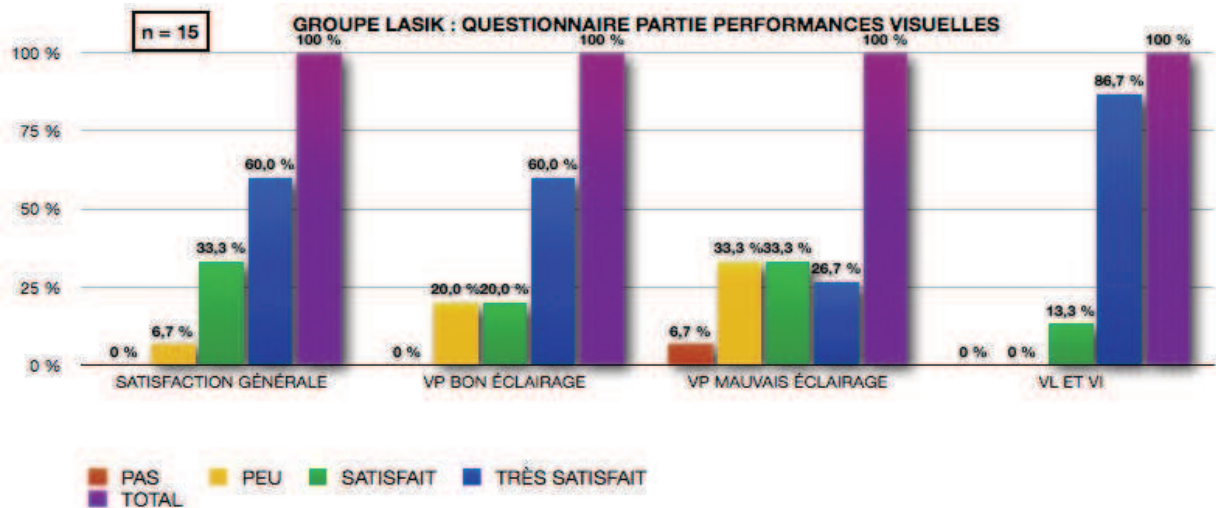


Figure 69: Groupe LASIK, 3 mois postopératoire, réponses au questionnaire de satisfaction partie « performances visuelles »

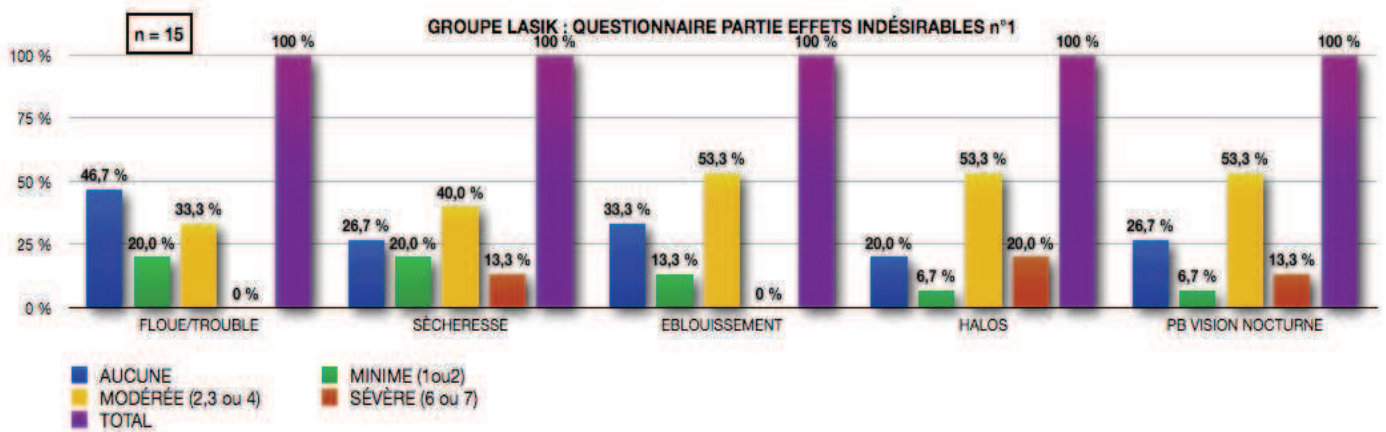


Figure 70: Groupe LASIK, réponse au questionnaire de satisfaction, partie « effets indésirables » n°1. Ces 5 types de plaintes correspondent à celles le plus fréquemment rencontrées.

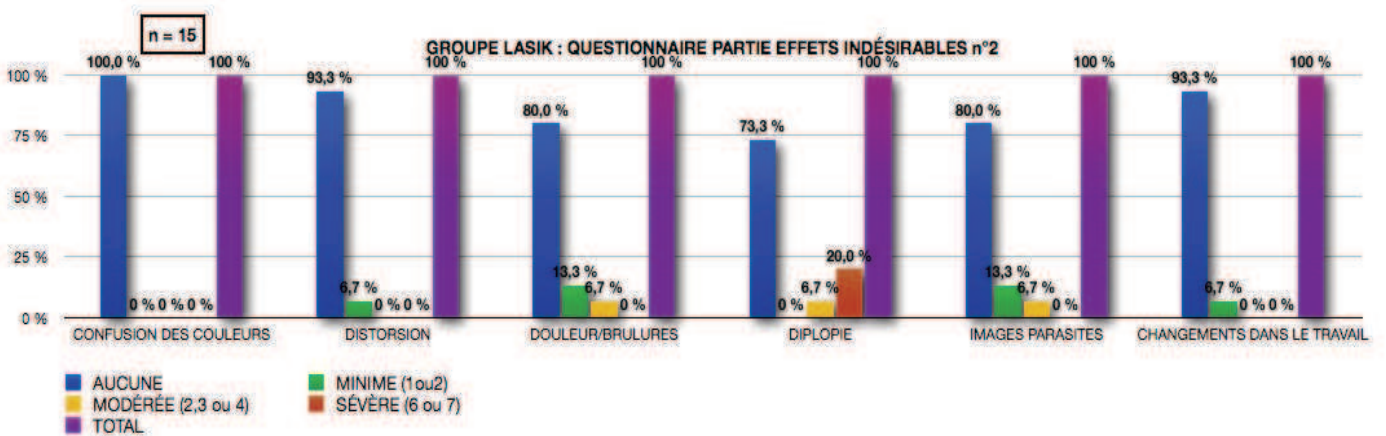


Figure 71: Groupe LASIK, réponse au questionnaire de satisfaction, partie « effets indésirables » n°2. Plaintes les moins fréquentes.

### 3.2. Groupe POCKET

Tous les patients se sont présentés aux différentes consultations de contrôle, ainsi l'effectif post opératoire à 1 mois, 3 mois et 6 mois était de 11 patients (100%).

L'implant Kamra a été implanté à droite chez 3 patients (27,3%) et à gauche chez 8 patients (72,7%).

Tous les résultats sont regroupés dans les tableaux II, VI, VII, VIII et figures 75, 76.

#### 3.2.1. ACUITÉS VISUELLES, EQUIVALENTS SPHÉRIQUES, ADDITION

##### 3.2.1.1. Acuités visuelles

###### a) MONOCULAIRE

###### AVNC

- L'AVNC moyenne de près augmente de manière significative à 1 mois ( $p < 0,001$ ), 3 mois ( $p < 0,001$ ), et 6 mois ( $p = 0,05$ ) postopératoire par rapport aux données préopératoires. Dès 1 mois postopératoire l'AVNC de près est de  $0,15 \pm 0,05$  logMAR soit le gain de 2 à 3 lignes d'AV. On constate toutefois un infléchissement de ces valeurs à 6 mois avec un AVNC de près de  $0,25 \pm 0,2$  logMAR mais cette différence entre 1 mois et 6 mois reste non significative ( $p = 0,11$ ).
- L'AVNC moyenne de loin reste stable sur tous les contrôles postopératoires par rapport aux valeurs préopératoires. En effet elle passe de  $0,03 \pm 0,11$  logMAR en préopératoire à  $0,07 \pm 0,19$  logMAR à 6 mois ( $p > 0,05$ ).
- L'AVNC moyenne en vision intermédiaire reste également stable sur tous les contrôles. Sa valeur passe de  $0,15 \pm 0,14$  logMAR en préop à  $0,13 \pm 0,18$  logMAR à 6 mois soit un  $p > 0,05$ .
- À 6 mois postopératoire 54,5% des patients ont une AVNC monoculaire supérieure ou égale à  $7/10^e$  en vision de loin et P2 en vision de près (échelle de Monoyer et Parinaud, soit  $< 0,2$  logMAR), et 63,6% avec une AVNC supérieure ou égale à  $5/10^e$  P3 (soit  $< 0,3$  logMAR).

###### AVC

- Est significativement plus élevée que L'AVNC en préopératoire pour les visions de près et intermédiaire ( $p < 0,001$ ) pour redevenir non significative après traitement au contrôle de 1 à 6 mois ( $p > 0,05$ ) pour la vision intermédiaire et jusqu'à 3 mois pour la vision de près. En effet L'AVC de près est plus élevée que l'AVNC de près de manière significative à 6 mois ( $p < 0,001$ ).

#### b) BINOCULAIRE :

On ne retrouve pas de différence significative pour la vision binoculaire en VL et VP que ce soit entre les valeurs préopératoire et postopératoire des AVNC, ni entre les valeurs AVNC et AVC.

En revanche l'AVNC de près postopératoire est significative sur tous les contrôles, inférieure à l'AVC uniquement au contrôle à 6 mois ( $p < 0,001$ ).

À 6 mois postopératoire 63,6% des patients ont une AVNC binoculaire supérieure ou égale à 7/10<sup>e</sup> en vision de loin et P2 en vision de près (échelle de Monoyer et Parinaud, soit  $< 0,2$  logMAR), et 72,7% avec une AVNC supérieure ou égale à 5/10<sup>e</sup> P3 (soit  $< 0,3$  logMAR).

#### 3.2.1.2. Équivalent sphérique

On note une différence significative entre les valeurs pré et postopératoire à partir du 3<sup>e</sup> mois y compris à 6 mois en faveur d'une hypermétropisation respectivement de  $0,38 \pm 0,68$  D ( $p < 0,001$ ) et de  $0,58 \pm 0,89$  D ( $p < 0,001$ ), ce qui représente à 6 mois en moyenne + 0,75 D par rapport aux valeurs préopératoire.

Un patient a présenté un shift hypermétropique important qui d'un ES de 0 D est arrivé à 6 mois postopératoire à + 2,25 D (cf. l'illustration topographique ci-dessous).

D'après le test de corrélation des rangs de Spearman, en vision monoculaire, il existe une corrélation significative négative ( $r = -0,66$ ) entre l'AVNC en VL et l'ES ( $p = 0,026$ ), une corrélation significative positive entre l'AVNC en VI et l'ES, et une corrélation significative positive ( $r = 0,86$ ) entre AVNC en VP et l'ES ( $p < 0,001$ ).

#### 3.2.1.3. Addition de près

L'addition moyenne est diminuée d'un facteur 2 de manière significative à 1 mois, 3 mois et 6 mois, avec une valeur de  $0,9 \pm 0,6$  à 6 mois ( $p = 0,03$ ), soit le gain d'1 D en moyenne, voire jusqu'à 1,75 D pour 1 patient.



### **3.2.2. EXAMEN BIOMICROSCOPIQUE, BUT et PIO**

Une kératite ponctuée superficielle minime a été mise en évidence chez 3 patients à 1 mois, résolutive à 3 mois.

Un patient présentait un BUT très bas à 6 mois postopératoire (5 secondes) avec une KPS modérée persistante.

Lors des différents contrôles aucune autre anomalie n'a été retrouvée lors de l'examen du segment antérieur.

Le BUT moyen était de  $13,5 \pm 2,1$  s à 6 mois et ne montrait pas de différence significative par rapport à la valeur moyenne préopératoire.

Lors des 3 contrôles postopératoires aucune différence significative n'a été retrouvée lors des mesures de la PIO ( $p > 0,05$ ).

### **3.2.3. EXAMEN PACHYMÉTRIQUE**

La valeur pachymétrique centrale moyenne réalisée au pachymètre ultrasonore était stable lors des différents contrôles, 3 et 6 mois ( $p > 0,05$ ).

### **3.2.4. EXAMEN TOPOGRAPHIQUE et ABERROMÉTRIQUE (cf. figure 72, 73, 74)**

Il n'y avait pas de différence significative entre les valeurs kératométriques moyennes pré et postopératoire ainsi qu'entre l'astigmatisme cornéen moyen pré et postopératoire ( $p > 0,05$ ).

L'examen topographique a montré un effet d'aplatissement de la zone cornéenne centrale (en avant de la lumière de l'implant) chez certains patients expliquant leur shift hypermétropique.

L'étude aberrométrique retrouve une diminution significative des aberrations totales ainsi que des aberrations de haut degré dans l'œil implanté à 3 et 6 mois postopératoire.

### **3.2.5. MICROSCOPIE SPÉCULAIRE**

Le comptage cellulaire endothélial moyen à 6 mois était de  $2700 \pm 200$  cellules (min= 2400 ; max= 3100) sans différence significative par rapport aux valeurs préopératoires ( $p > 0,05$ ).

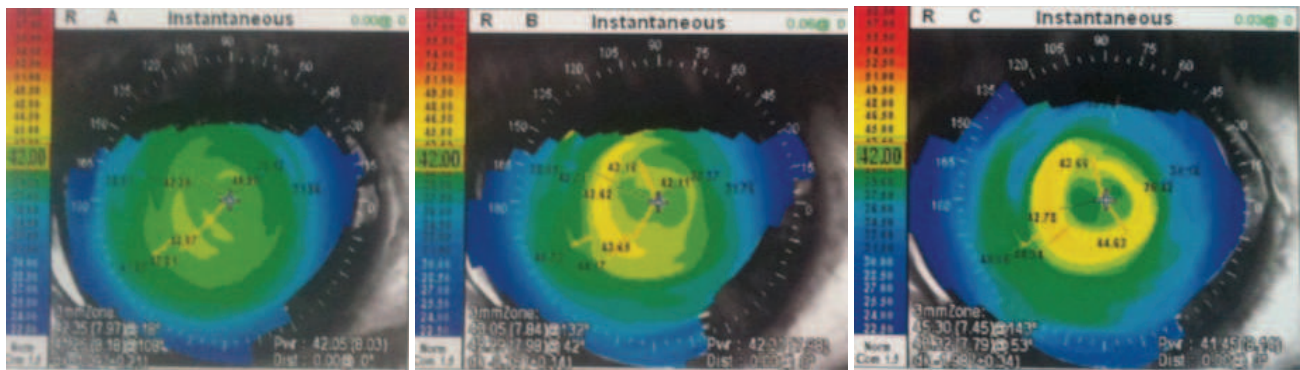


Figure 72: Topographie cornéenne de type spéculaire (cartes kératométriques instantanées ou tangentielles) d'un patient ayant présenté un shift hypermétrope postopératoire avec examen biomicroscopique normal. À gauche le cliché en préopératoire, au milieu celui réalisé à 3 mois postopératoire, et enfin à droite celui réalisé à 6 mois postopératoire. On peut constater l'aplatissement central et donc cet aspect de bombement en regard de l'anneau formant une zone dite oblate avec une augmentation des puissances kératométriques de manière centrifuge.

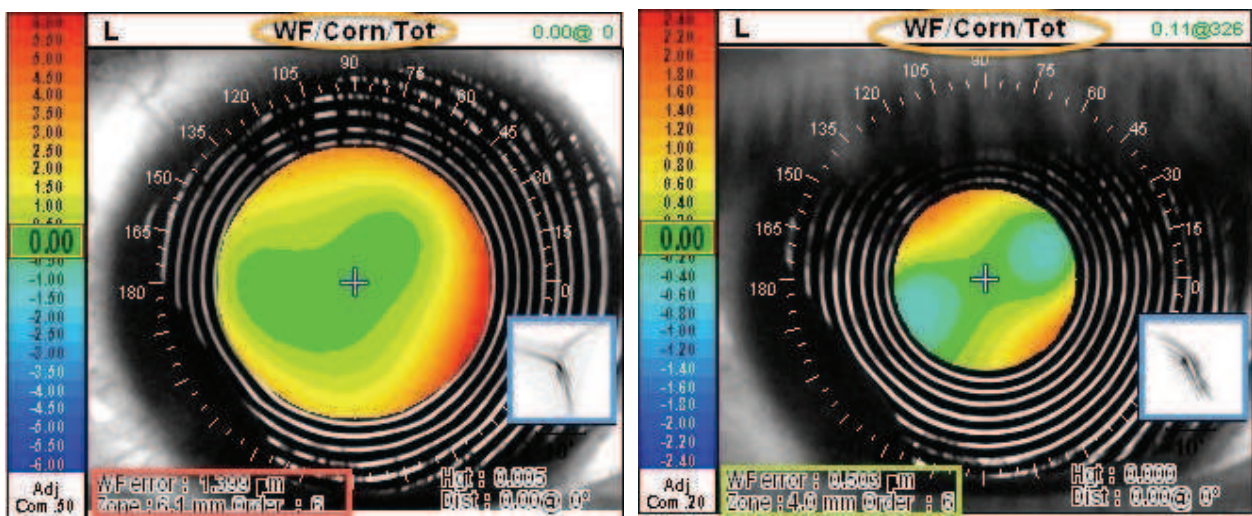


Figure 73: Aberration optique totale de l'oeil d'un patient avant (cliché de gauche) et après implantation de l'inlay (cliché de droite). On perçoit bien la diminution de la pupille d'entrée qui explique la diminution postopératoire du rms total (cf encadré rouge préopératoire, et vert postopératoire avec la valeur du retard du front d'onde en microns (« WF error ») et le diamètre de la zone étudiée en mm (« zone »)). L'encadré bleu est une simulation de l'image rétinienne d'une source lumineuse ponctuelle (PSF ou fonction d'étalement du point).

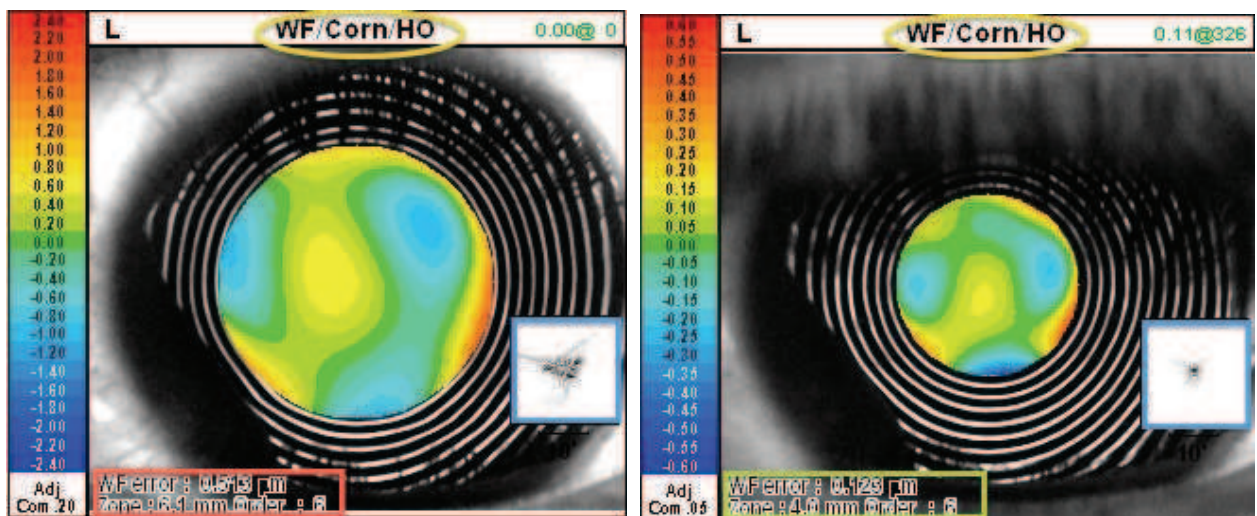


Figure 74: Aberrations optiques de haut degré (HO) avant (cliché de gauche) et après implantation de l'inlay (cliché de droite).

POCKET		Préop	1 mois	3 mois	6 mois
<b>AVNC MONOCULAIRE (logMAR)</b>					
VL	Moy +/- DS	0,03 ± 0,11	-0,01 ± 0,07	0,03 ± 0,08	0,07 ± 0,19
	min; max	-0,1 ; 0,2	-0,1 ; 0,1	-0,1 ; 0,1	-0,1 ; 0,48
	préop vs postop (p significatif si ≤ 0,05)		+ 0,02	+ 0,02	+ 0,02
AVNC vs AVC (p significatif si ≤ 0,05)					
		+ 0,02	+ 0,02	+ 0,02	+ 0,02
VI	Moy +/- DS	0,15 ± 0,14	0,12 ± 0,09	0,18 ± 0,12	0,13 ± 0,18
	min; max	0 ; 0,4	-0,1 ; 0,2	0 ; 0,4	-0,1 ; 0,48
	préop vs postop (p significatif si ≤ 0,05)		+ 0,02	+ 0,02	+ 0,02
AVNC vs AVC (p significatif si ≤ 0,05)					
		< 0,001	+ 0,02	< 0,001	+ 0,02
VP	Moy +/- DS	0,39 ± 0,05	0,15 ± 0,05	0,17 ± 0,13	0,25 ± 0,20
	min; max	0,3 ; 0,5	0,1 ; 0,2	-0,1 ; 0,4	-0,1 ; 0,5
	préop vs postop (p significatif si ≤ 0,05)		< 0,001	< 0,001	0,05
AVNC vs AVC (p significatif si ≤ 0,05)					
		< 0,001	+ 0,02	+ 0,02	< 0,001
<b>AVNC BINOCULAIRE (logMAR)</b>					
VL	Moy +/- DS	-0,04 ± 0,09	-0,08 ± 0,04	-0,06 ± 0,07	-0,08 ± 0,04
	min; max	-0,1 ; 0,2	-0,1 ; 0	-0,1 ; 0,1	-0,1 ; 0
	préop vs postop (p significatif si ≤ 0,05)		+ 0,02	+ 0,02	+ 0,02
AVNC vs AVC (p significatif si ≤ 0,05)					
		+ 0,02	+ 0,02	+ 0,02	+ 0,02
VI	Moy +/- DS	0,05 ± 0,12	0,03 ± 0,05	0,02 ± 0,08	0,03 ± 0,09
	min; max	-0,1 ; 0,2	0 ; 0,1	-0,1 ; 0,1	-0,1 ; 0,2
	préop vs postop (p significatif si ≤ 0,05)		+ 0,02	+ 0,02	+ 0,02
AVNC vs AVC (p significatif si ≤ 0,05)					
		+ 0,02	+ 0,02	+ 0,02	+ 0,02
VP	Moy +/- DS	0,26 ± 0,15	0,11 ± 0,07	0,13 ± 0,12	0,18 ± 0,15
	min; max	-0,1 ; 0,4	0 ; 0,2	0 ; 0,4	0 ; 0,4
	préop vs postop (p significatif si ≤ 0,05)		0,01	0,03	0,05
AVNC vs AVC (p significatif si ≤ 0,05)					
		< 0,001	+ 0,02	+ 0,02	< 0,001

POCKET		Préop	1 mois	3 mois	6 mois
<b>EQUIVALENT SPHÉRIQUE (D)</b>					
	Moy +/- DS	-0,17 ± 0,59	0,05 ± 0,43	0,38 ± 0,68	0,58 ± 0,89
	min; max	-1,25 ; 0,75	-1 ; 0,5	-1 ; 1,75	-1 ; 2,25
	préop vs postop (p significatif si ≤ 0,05)		+ 0,02	< 0,001	< 0,001
<b>ADDITION (D)</b>					
	Moy +/- DS	1,8 ± 0,35	0,9 ± 0,2	0,8 ± 0,3	0,9 ± 0,6
	min; max	1,25 ; 2,5	0,5 ; 1,25	0,5 ; 1,5	0 ; 2
	préop vs postop (p significatif si ≤ 0,05)		0,02	0,009	0,03
K moy (D)	Moy +/- DS	43,3 ± 1,3		44,1 ± 1,2	44,2 ± 1,1
	min; max	41,3 ; 45,7		42,3 ; 45,7	42,9 ; 46,1
	préop vs postop (p significatif si ≤ 0,05)			+ 0,02	+ 0,02
<b>ASTIG. (D)</b>					
	Moy +/- DS	0,5 ± 0,5		0,9 ± 0,5	1,0 ± 0,5
	min; max	0 ; 1,75		0,1 ; 1,9	0,3 ; 2
	préop vs postop (p significatif si ≤ 0,05)			+ 0,02	+ 0,02
<b>ABERROMÉTRIE (rms en µm)</b>					
aberrations totales					
	Moy +/- DS	1,31 ± 0,61		0,53 ± 0,19	0,86 ± 0,30
	min; max	0,48 ; 2,35		0,28 ; 0,88	0,53 ; 1,39
	préop vs postop (p significatif si ≤ 0,05)			0,01	0,02
<b>Haut degré (HOA)</b>					
	Moy +/- DS	0,41 ± 0,19		0,15 ± 0,06	0,25 ± 0,08
	min; max	0,20 ; 0,81		0,09 ; 0,28	0,15 ; 0,36
	préop vs postop (p significatif si ≤ 0,05)			0,04	0,05

Tableau VI : Comparaison des AV pré et post opératoires et leurs valeurs de significativité. Tableau VII : Valeurs réfractives et topographiques (K moy = Kératométrie moyenne; ASTIG.= astigmatisme cornéen).



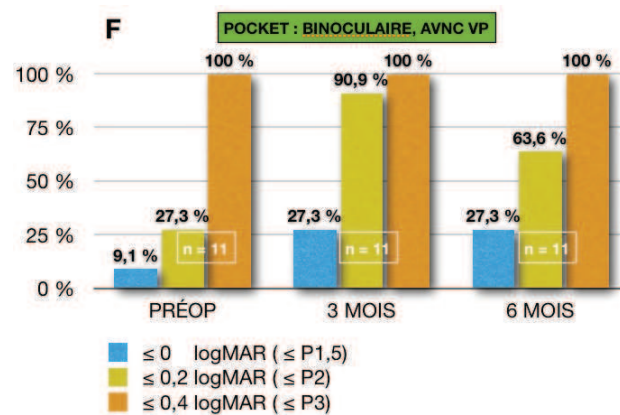
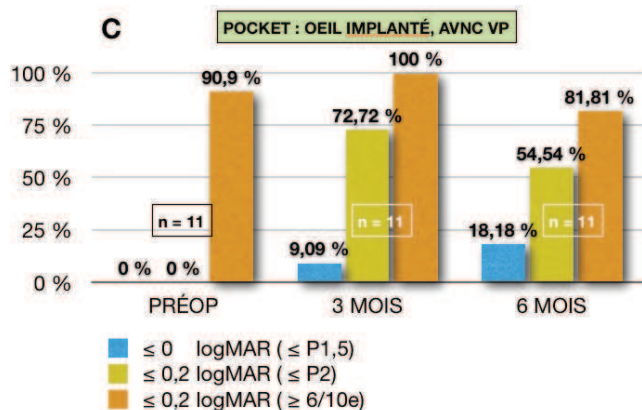
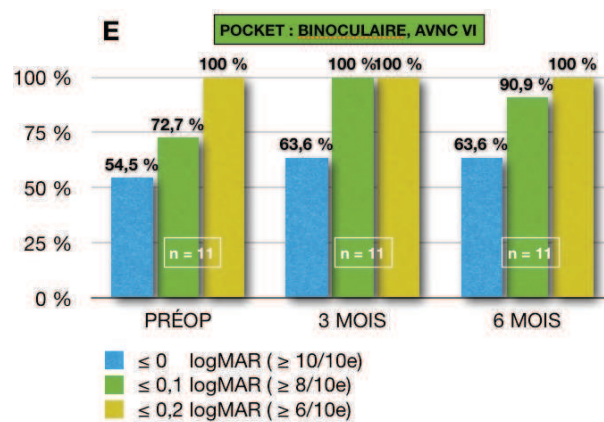
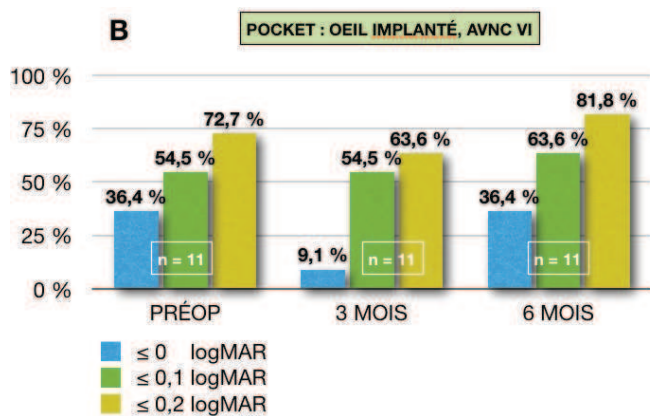
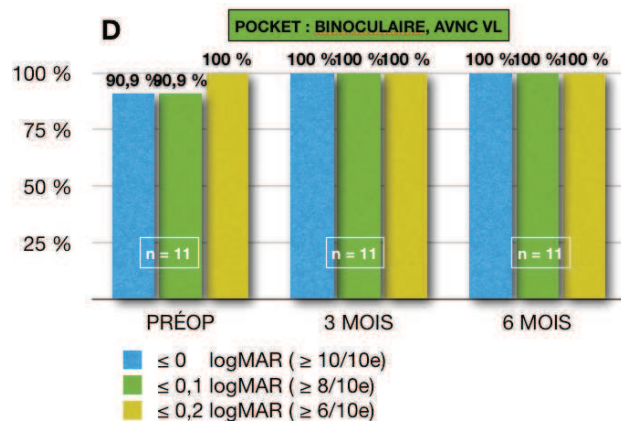
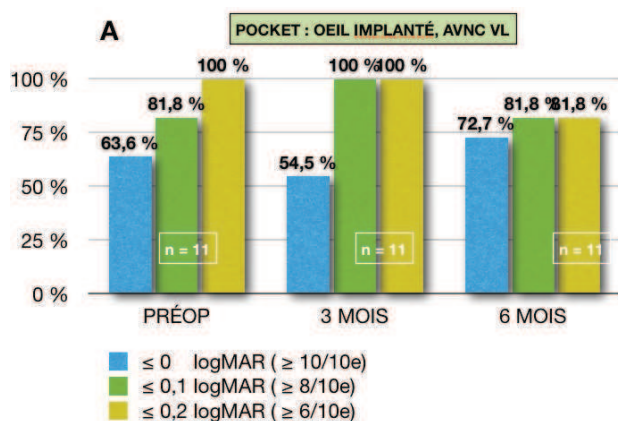


Figure 75 : AVNC groupe POCKET : monoculaire (A : VL ; B : VI ; C : VP) et binoculaire (D : VL ; E : VI ; F : VP)

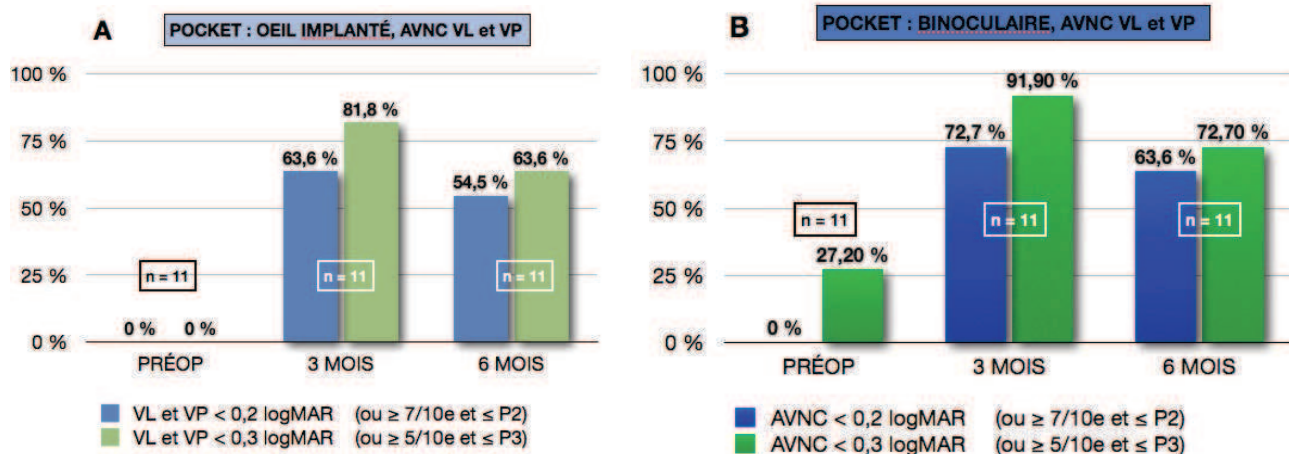


Figure 76 : Groupe POCKET : répartition des patients présentant une AVNC (A : monoculaire; B : binoculaire) < 0,2 logMAR pour la VL et la VP, soit  $\geq 7/10^e$  et  $\leq P2$  (en échelle Monoyer et Parinaud) ou < 0,3 logMAR soit  $\geq 5/10^e$  et  $\leq P3$ .

POCKET		Préop	1 mois	3 mois	6 mois
PACHY CENTRALE ( $\mu\text{m}$ )					
	Moy +/- DS	561 $\pm$ 20		575 $\pm$ 28	576 $\pm$ 24
	min; max	534 ; 601		536 ; 642	546 ; 630
	préop vs postop (p significatif si $\leq 0,05$ )			+ 2,28	+ 2,24
DIAM PUPILLE MÉSOPIQUE (mm)					
	Moy +/- DS	5,5 $\pm$ 0,6			
	min; max	4,9 ; 6,7			
ANGLE KAPPA (degré angulaire)					
	Moy +/- DS	5,2 $\pm$ 1,2			
	min; max	3,3 ; 6,8			
COMPTAGE cellulaire endoth. (cell/mm2)					
	Moy +/- DS				2770 $\pm$ 200
	min; max				2400 ; 3100
BUT (s)					
	Moy +/- DS	12,5 $\pm$ 1,0			11,6 $\pm$ 2,7
	min; max	11 ; 14			5,3 ; 15,6
	préop vs postop (p significatif si $\leq 0,05$ )				+ 0,22
PIO (mmHg)					
	Moy +/- DS	13,9 $\pm$ 3,2	14,7 $\pm$ 2,0	12,8 $\pm$ 2,1	13,5 $\pm$ 2,1
	min; max	8 ; 18	12 ; 18	9,5 ; 15,5	9 ; 16
	préop vs postop (p significatif si $\leq 0,05$ )		+ 0,22	+ 0,25	+ 0,24

Tableau VIII : Autres valeurs recueillies. BUT= Break Up Time ; PIO= Pression Intraoculaire (aplanation).

### **3.2.6. CENTRAGE DE L'IMPLANT**

La position moyenne des implants en coordonnées cartésiennes a pu être étudiée sur les 11 patients (100%) :

- par rapport au centre du reflet cornéen, elle était de  $-16 \pm 253 \mu\text{m}$  (min= -466 ; max= 423) en abscisses (x) et de  $-2 \pm 175 \mu\text{m}$  (min= -271 ; max= 369) en ordonnées (y),
- par rapport au centre pupillaire, elle était de  $-220 \pm 134 \mu\text{m}$  (x) (min= -414 ; max= -42) et de  $62 \pm 203 \mu\text{m}$  (y) (min= -202 ; max= 340).

Quatre implants (36%) étaient centrés à moins de 150 microns du vertex (10% du diamètre interne ou DI de l'implant) et 5 (45,45%) positionnés à moins de 250 microns (15% du DI).

La position du centre de chaque implant par rapport au vertex est ainsi représentée par la figure 66 E.

D'après le test non paramétrique de Mann et Whitney sur les médianes, on ne retrouve pas de corrélation significative entre L'AVNC de loin ou de près en fonction du centrage de l'implant sur le reflet de purkinje ou sur le centre pupillaire ( $p > 0,05$ ).

Aucun repositionnement ou retrait n'a été nécessaire dans ce groupe, avec un recul de 6 mois.

### **3.2.7. QUESTIONNAIRE DE SATISFACTION**

Tous les patients ont répondu au questionnaire à 3 mois postopératoire.

Les réponses sont regroupées dans les graphiques ou « figures » 77, 78 et 79.

#### ***Performances visuelles***

Les patients sont satisfaits ou très satisfaits en vision binoculaire:

- dans 72,7% (8/11) des cas de manière générale,
- en vision de près : dans 81,8% (9/11) des cas dans un endroit bien éclairé, contre 63,7% (7/11) des cas dans un environnement mal éclairé,
- dans 100% (11/11) des cas en vision de loin et intermédiaire.

### ***Effets indésirables***

Il est à noter qu'un seul patient manifestait une gêne très importante relative à une sensation de sécheresse et une vision trouble (9,1%).

Pour tous les autres, les signes fonctionnels ressentis étaient minimes à modérés.

Les 5 plaintes fonctionnelles les plus fréquemment retrouvées et les plus invalidantes sont :

- une sensation modérée ou sévère d'une vision trouble ou floue dans 36,4% des cas (4/11),
- une sensation de sécheresse oculaire accrue dans 36,4% des cas (4/11),
- une sensation d'éblouissement modérée en condition photopique également dans 27,3% des cas (3/11),
- les halos lumineux (autour de source lumineuse en condition mésopique) pour 18,2% des patients (2/11),
- la sensation d'une vision nocturne altérée pour 18,2 % des patients (2/11).

Les autres types de plaintes sont regroupés dans le graphique 34, mais sont rencontrés de façon plus anecdotique.

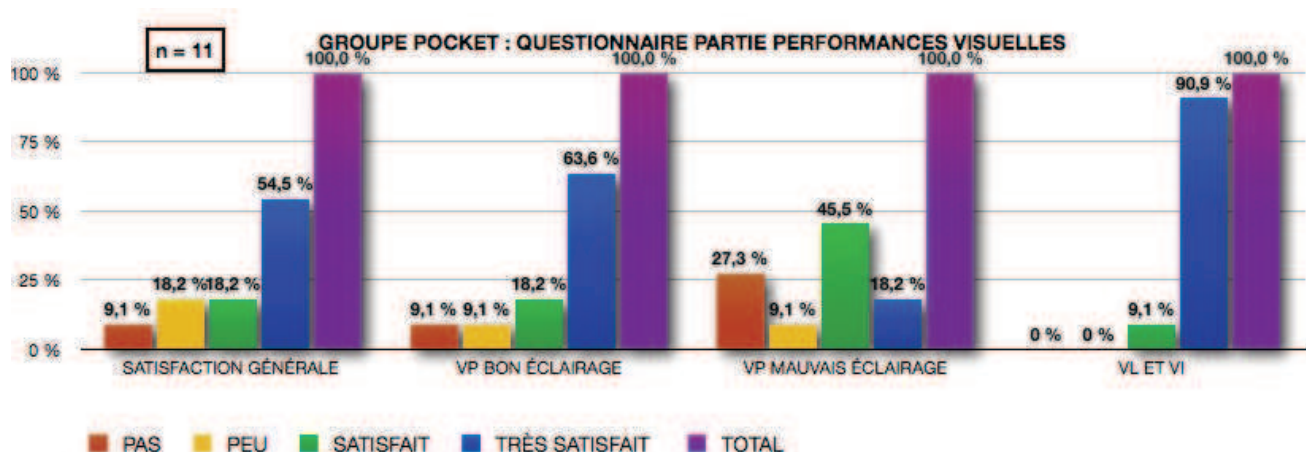


Figure 77: Groupe POCKET, 3 mois postop, réponses au questionnaire de satisfaction partie « performances visuelles »

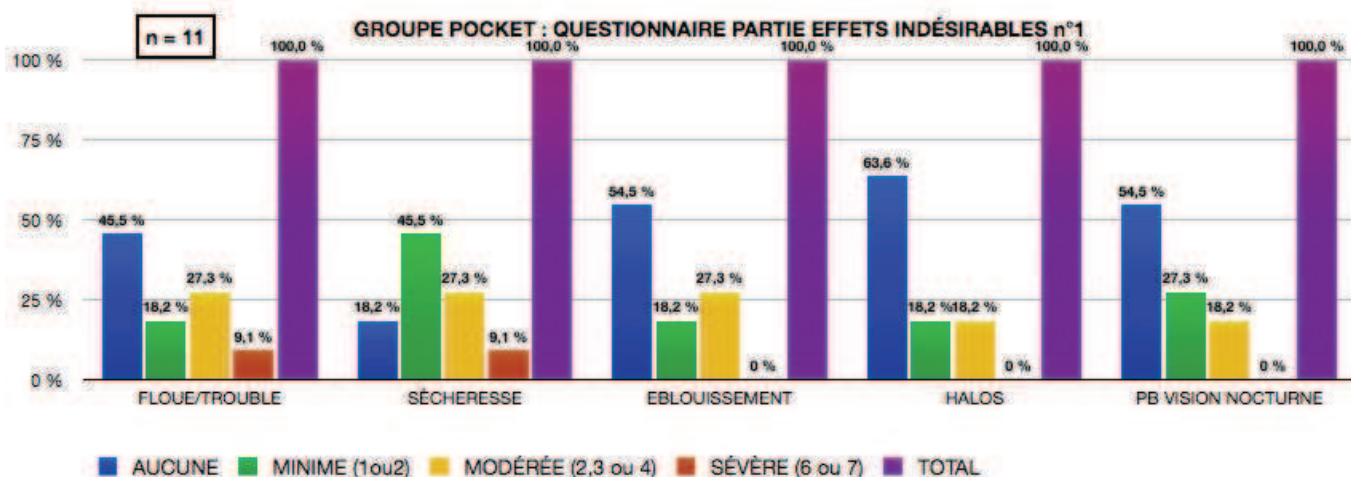


Figure 78: Groupe POCKET, réponse au questionnaire de satisfaction, partie « effets indésirables » n°1. Ces 5 types de plaintes correspondent à celles le plus fréquemment rencontrées.

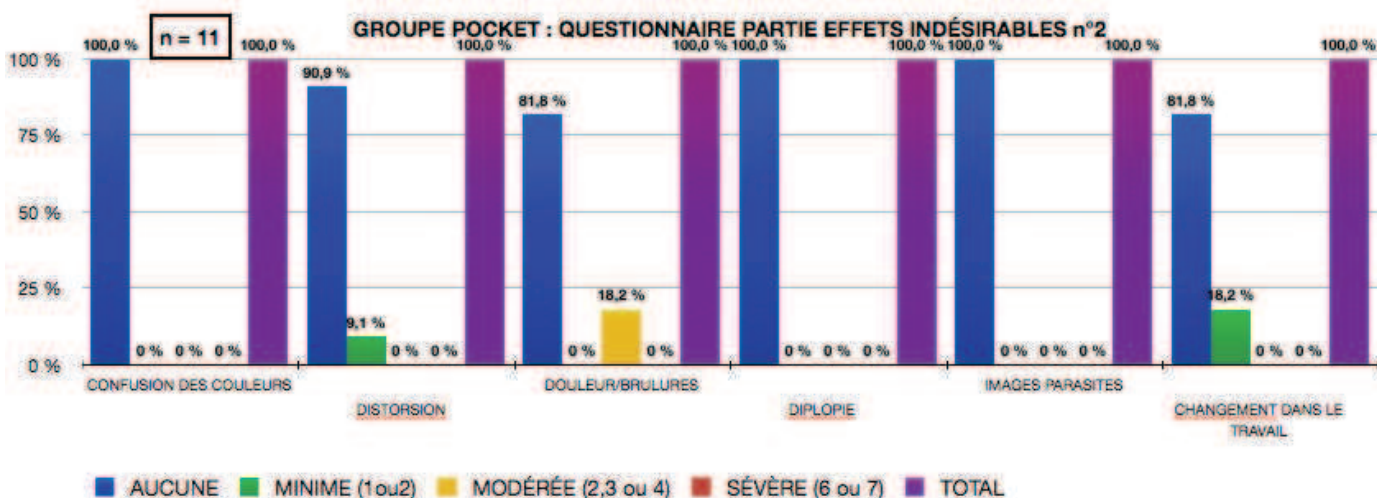


Figure 79: Groupe POCKET, réponse au questionnaire de satisfaction, partie « effets indésirables » n°2. Plaintes les moins fréquentes.



### 3.3. COMPARAISON GROUPE LASIK ET POCKET

#### 3.3.1. Acuité visuelle

Uniquement AVNC de loin et de près (car pas de vision intermédiaire testée dans le groupe LASIK).

En préopératoire, les 2 groupes sont non comparables pour l'AVNC du fait de l'amétropie présente dans le groupe LASIK. En revanche, d'après le test de comparaisons multiples de Tukey-Kramer, on ne retrouve pas de différence significative entre les 2 groupes en terme d'AVNC de loin et de près sur les différents contrôles des 6 premiers mois (le groupe pocket limite le facteur « temps » à 6 mois).

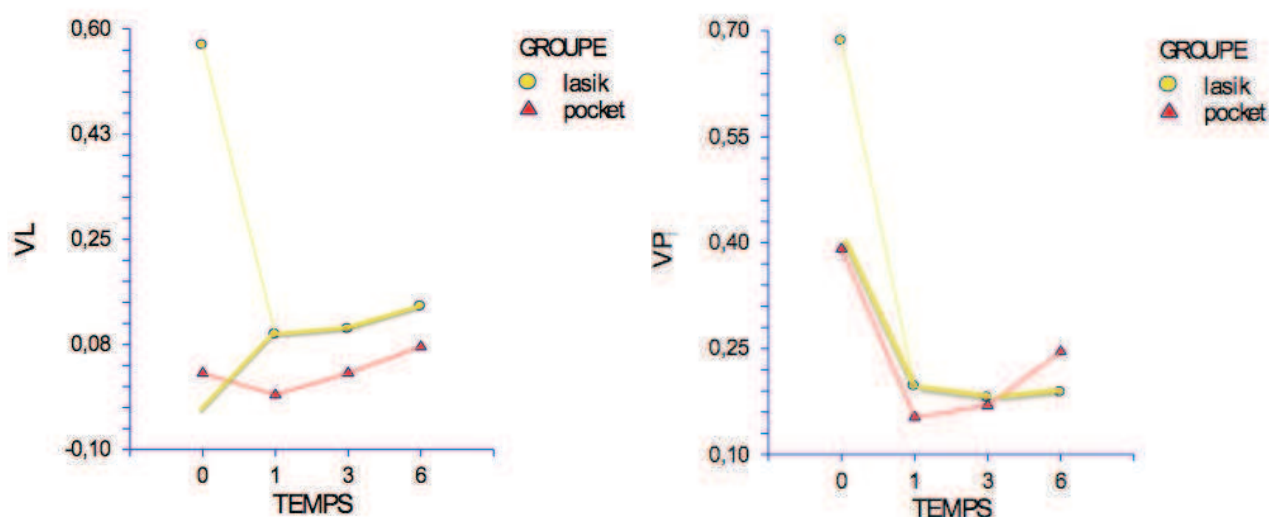


Figure 80: Comparaison de l'AVNC de loin et de près entre les 2 groupes. Pour le groupe LASIK chaque graphique présente 2 repères au temps 0 ou préopératoire (courbe jaune) le point le plus bas sur l'échelle logMAR représente en fait l'AVC de loin (graphique de gauche) et AVNC de près (c'est à dire AVC de loin mais sans addition). Les temps 1,3 et 6 correspondent aux contrôles des 1,3 et 6 mois postopératoires.

### 3.3.2. Questionnaire de satisfaction

Nous avons comparé à l'aide du test exact de Fisher les réponses au questionnaire des 2 groupes (LASIK et POCKET) qui ne retrouvaient aucune différence significative en terme de performances visuelles (partie 1 du questionnaire), et pour quasiment toutes les plaintes fonctionnelles, sauf pour les halos et l'altération de la vision nocturne qui sont significativement ( $p = 0,04$ ) moins importants dans le groupe POCKET.

Ces halos ne sont pas corrélés au diamètre pupillaire en condition mésopique dans notre étude que ce soit pour le groupe LASIK ( $r = 0,5$  ;  $p = 0,2$ ) ou le groupe POCKET ( $r = 0,51$  ;  $p = 0,11$ ).

### 3.3.3. Aspect esthétique

L'implant se confond totalement avec la pupille, du fait de sa composition enrichie en carbone pour le rendre opaque, et est ainsi non perceptible à « l'œil nu » de face. Pour le visualiser, il est nécessaire de se rapprocher de l'œil du patient et de le regarder de trois quarts.

Cela fait partie des questions posées par les patients (en particuliers les femmes) en préopératoire.



Figure 81 : Cliché de gauche : patiente vue de face. L'implant non visible est au niveau de son œil gauche. Cliché de droite : visualisation de l'implant Kamra® sous une incidence de trois quarts.

### 3.3.4. Répartition professionnelle dans les deux groupes

Cette répartition était assez variée, que ce soit en termes de besoins visuels et de classe socio-économique mais non représentative de la population presbyte française.

Près de 56% des patients nous laissaient supposer qu'ils faisaient partie d'une classe socio-économique relativement élevée (cadres supérieurs, entrepreneur, gestionnaire, retraité).

Tous les patients habitaient en milieu urbain.

Seulement 4% de patients (en fait 1 seul sur 28) exerçaient un travail d'extrême précision (modéliste), très satisfait du résultat à 6 mois postopératoire, non gêné dans le cadre de son travail.

Dans le groupe LASIK un patient sur 15 (6,7%) présentait une gêne minime dans l'exercice de son travail en postopératoire, contre 2 sur 11 (18,2%) dans le groupe POCKET soit 3 patients sur 28 (11,5%).

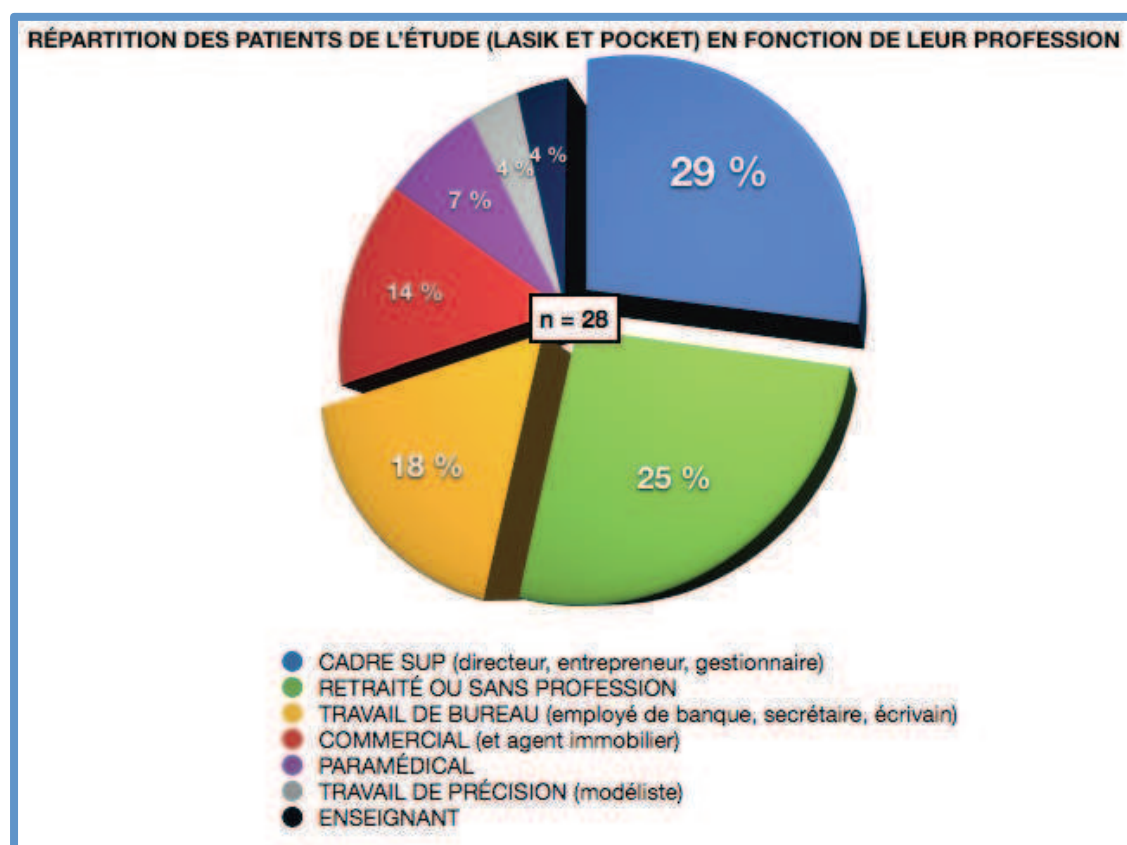


Figure 82: Répartition des patients en fonction de leur profession.

## 4. DISCUSSION :

Dans ces 2 études, prospective et rétrospective, non randomisées, nous avons évalué l'efficacité et la tolérance de l'implant intracornéen Kamra® ACI-7000PDT (Acufocus) pour la correction chirurgicale des patients emmétropes ou amétropes presbytes, sur respectivement 11 et 18 patients, et un suivi de 6 et 12 mois (quelques patients à 18-24 mois) après implantation sur l'œil non dominant.

L'implantation de ce type d'inlay cornéen semble offrir certains avantages par rapport aux autres techniques existantes pour la correction de la presbytie. La procédure chirurgicale n'est pas intraoculaire comme elle peut l'être pour les implants multifocaux intraoculaires, ce qui peut engendrer d'autres types de complications, souvent plus graves (rupture capsulaire, endophtalmie, TASS syndrome, décollement de rétine ...) <sup>95</sup>.

### 4.1. DESIGN DE L'IMPLANT :

L'implant est basé sur le principe du sténopé, qui est bien connu du monde de la photographie. L'idée est d'augmenter la profondeur de champ en réduisant la taille du diaphragme ou pupille d'entrée (augmente ainsi le f-number) permettant de diminuer l'entrée des rayons lumineux périphériques incidents source d'aberrations. <sup>96</sup>

Cependant, il y a une limite à la réduction de cette ouverture. En réduisant la taille de la pupille, cela diminue la quantité de lumière transmise et augmente l'effet de diffraction limitant ainsi l'acuité visuelle.

Grâce à la modélisation informatique <sup>97</sup>, il a été déterminé qu'un diamètre de 1,6 mm était la taille optimale pour accroître la profondeur de champ et améliorer la vision de près ainsi que la vision intermédiaire sans trop altérer la vision de loin. Une plus petite ouverture réduirait la transmission de lumière à travers l'inlay, augmenterait la quantité de diffraction et donc diminuerait l'acuité visuelle.

Pour qu'un matériau synthétique inerte soit toléré, en sachant que la quasi-totalité des nutriments cornéens proviennent de l'humeur aqueuse (chambre antérieure), il doit être suffisamment perméable pour permettre au flux d'oxygène et de nutriments de passer à travers toute la cornée.<sup>98</sup>

Une interruption de ce flux par l'implant peut induire une souffrance des différentes couches tissulaires pouvant se traduire par un amincissement cornéen (stroma antérieur et épithélium), et par la perte de la transparence voire une décompensation épithéliale et stromale sévère aboutissant à une fonte tissulaire secondaire à une nécrose jusqu'à l'extrusion de l'implant ou la perforation cornéenne.

Le matériau, la taille, la profondeur d'implants alloplastiques ont été décrits<sup>68,99,100</sup>. Dans une étude histologique sur des yeux d'animaux avec l'utilisation de différents implants hydrogel imperméables, Knowles<sup>68</sup> a décrit les changements tissulaires aboutissant à la nécrose stromale antérieure sans être accompagnée de changement dans le stroma postérieur à l'implant, concluant sur la théorie du sens du flux nutritionnel.

D'autres études sur le modèle animal<sup>101</sup> ont aussi montré que des implants dont le diamètre excédait 4 mm induisaient une ulcération stromale antérieure, ce qui correspondrait à 5 mm pour l'œil humain.

Lane et al.<sup>100</sup> ont constaté que le diamètre des microperforations devait être supérieur à 35 µm de diamètre pour ne pas induire de complications à court terme.

En ce sens cet implant a vu son design évoluer pour encore plus minimiser ce risque. La première génération présentait une épaisseur de 10 µm et 1600 microperforations (ACI-7000) de 28 µm de diamètre, contre 5 µm d'épaisseur et 8400 microperforations de 10 µm de diamètre pour la dernière génération (ACI-7000PDT).

## **4.2. COMPLICATIONS DU TRAITEMENT**

Ces complications sont de plusieurs ordres et peuvent ainsi être liées aux choix du patient, au centrage de l'implant, à la tolérance tissulaire de la procédure ou de l'implant et à la tolérance visuelle.

#### **4.2.1. Secondaires à la tolérance tissulaire**

Toute réaction tissulaire anormale peut avoir un retentissement sur les performances visuelles et sur l'apparition d'autres effets indésirables fonctionnels (halos, sécheresse, éblouissement).

##### **4.2.1.1. LIÉ AU PROPRIÉTÉ DE L'IMPLANT**

À ce jour aucune étude n'a fait la preuve de complications sévères avec ce type d'implant. Les microperforations présentes sur toute la surface de l'anneau semblent être suffisantes pour permettre le passage des différents nutriments (glucose et autres substances métaboliques) nécessaires à la viabilité de la cornée.<sup>102</sup>

Dans notre étude nous avons constaté une réaction inflammatoire autour de l'implant après 18 mois de suivi chez 3 patients dans le groupe LASIK (16,6%) se manifestant par un haze cornéen (légère perte de la transparence). Malgré l'explantation pour un de ces patients du fait de la persistance du haze et d'un shift hypermétropique, nous n'avons pas constaté de complications plus sévères, ainsi qu'aucune invasion épithéliale, et aucun dépôt ferrique sur un suivi de 6 à 24 mois (pour quelques patients).

Dexl et al.<sup>80</sup>, dans leur étude prospective sur 3 ans (implant Kamra® 1<sup>ère</sup> génération sous un volet cornéen) sur 32 yeux emmétrope-presbytes, n'ont décrit aucune explantation ou réaction inflammatoire, même minime (haze), mais ont constaté des dépôts ferriques, pouvant se situer autour du bord externe de l'anneau ou sous la forme d'un point central, chez 1 seul patient (3%) avant le contrôle à 36 mois (à 9 mois postopératoire) et chez 18 patients (56%) au contrôle des 3 ans<sup>103,104</sup>. Ces dépôts sont attribués à la conjonction d'altérations du film lacrymal et de modifications topographiques liées à l'insertion de l'inlay<sup>80,104</sup>.

L'étude de Yilmaz et al.<sup>105</sup>, est celle avec le plus de recul, 39 patients suivis pendant 4 ans. Ils n'ont constaté que quelques cas de réaction à corps étranger (haze) mais aucune autres complications plus sévère.

Des dépôts et autres complications plus sévères liés à la tolérance de l'implant ont en revanche été décrits pour d'autres types d'inlay.

C'est le cas des implants hydrogel <sup>70,106</sup> (Permavision), et des anneaux intracornéens (type intacs). <sup>107</sup> Dans l'étude bicentrique de Alio et al. <sup>108</sup> sur l'implantation d'inlay hydrogel dans 34 yeux hypermétropes avec un suivi de 5 ans, ont été décrits outre des résultats visuels décevants, un pourcentage élevé de hazes (74%), un pourcentage élevé d'explantations (59%) en 5 ans dont 20% dans les 3 premiers mois, et également de dépôts autour de l'implant (88,2%) mais survenant en moyenne autour de 2 ans postopératoire.

#### **4.2.1.2. LIÉ AU CAPOT OU À LA PROFONDEUR DU POSITIONNEMENT DE L'IMPLANT**

Dans notre étude nous avons réalisé, pour les patients du groupe LASIK, un capot de 200 µm d'épaisseur comme préconisé par la société Acufocus, ce qui n'était pas le cas dans d'autres études de la littérature dans lesquelles des capots de 170 µm étaient utilisés. Cette valeur seuil de 200 µm, quoique arbitraire, est basée sur divers constats.

Les résultats d'une précédente étude <sup>109</sup> menée par Ismail et al., ont montré qu'il était nécessaire d'utiliser des volets cornéens de plus de 180 µm afin de limiter les complications liées au volet et des opacités cornéennes importantes.

Une autre étude <sup>110</sup> a mis en évidence un amincissement cornéen, une perte de cellules épithéliales, et une activation inflammatoire des kératocytes lors de l'implantation du Permavision avec des capots allant de 110 à 180 µm.

De plus la création d'un volet de 200 µm peut diminuer les modifications de la courbure cornéenne antérieure, qui est une complication potentielle. Dexl et al., n'avait constaté aucune fonte ou toutes autres complications liées au volet sur un suivi de 2 ans <sup>111</sup>, ainsi que Tadahiko Tsuru et al., sur une série de 180 yeux implantés (KAMRA dernière génération) avec un recul de 6 mois <sup>112</sup>.

Dans notre groupe POCKET, la poche était réalisée encore plus profondément dans le stroma postérieur afin de moins léser le plexus nerveux et car le stroma profond a moins d'impact sur la diffusion des nutriments dans la cornée <sup>113</sup>.

Pallikaris et al. ont implanté le dispositif Flexivue Microlens (Presbia) à une profondeur de 280 µm chez un patient avec une bonne tolérance à court terme <sup>114</sup>.

Dexl et al. dans leur étude prospective sur un suivi de 12 mois de 24 emmétrope-presbytes et la réalisation d'une pocket à 230 µm, ont rencontré comme seule complication une invasion épithéliale, au niveau de l'incision temporale, à 1 an postopératoire <sup>115</sup>.

Il est aussi important de noter qu'un traitement associant une photoablation est plus enclin à générer un phénomène de cicatrisation à plus ou moins long terme (LASIK).

Cependant, des études plus longues seront nécessaires pour confirmer ces résultats.

#### **4.2.1.3. EXPLANTATION**

Ainsi dans notre étude nous avons dû explanter un patient après 24 mois pour la survenue d'un haze qui, malgré la diminution sous traitement stéroïde local, était à l'origine d'une gêne visuelle manifeste.

Après explantation, avec un recul de 2 mois, nous constatons la bonne diminution de cette réaction inflammatoire mais qui toutefois persiste sans répercussion sur son AVC qui est de 0 logMAR en vision de loin et de 0 logMAR en vision de près avec +1,5 D.

Dans la littérature nous retrouvons seulement une seule étude avec 4 cas d'explantation sur 39 patients dans la série de Yilmaz et al. <sup>105</sup>, chez des patients emmétropes ou emmétropisés presbytes (post lasik), les capots étant réalisés au microkératome : une explantation à 6 semaines du fait d'un « button hole » au niveau du capot, 2 autres retraits pour une erreur réfractive postopératoire (shift myopique de -2 D et shift hypermétropique de + 3 D), et la réalisation involontaire d'un capot beaucoup trop fin (58 µm) a abouti à une 4<sup>e</sup> explantation après 17 mois de suivi.

Toutefois il sera intéressant d'avoir les résultats à plus long terme de plus grosses séries telles que celle de Tadahiko Tsuru et al. <sup>112</sup>.



#### 4.2.1.4. RÉVERSIBILITÉ

Tous les cas d'explantation sus-cités ont permis une récupération visuelle corrigée ( $\pm 1$  D) de 0 logMAR de loin et de près<sup>105</sup>

#### 4.2.2. Secondaires à la tolérance visuelle

Le questionnaire de satisfaction est important pour pouvoir quantifier et qualifier le confort ou au contraire l'inconfort visuel du patient.

Nous avons constaté de manière générale une bonne adhésion aux résultats du traitement avec toutefois une différence entre les 2 groupes (93,3% pour le groupe LASIK et 72,7% pour le groupe POCKET) que nous expliquons :

- d'une part, par une exigence visuelle beaucoup plus importante de la part des patients emmétropes presbytes bénéficiant d'une bonne vision de loin sans gêne fonctionnelle autre que leur vision de près. Ainsi, malgré une meilleure AVNC, en vision de près et en vision intermédiaire, il sont plus gênés en faible luminosité, se plaignent de halos lumineux, et souffrent d'une diminution de leur vision nocturne (plainte signalée lors de la conduite notamment).
- d'autre part, par le délai postopératoire lors de la réalisation du questionnaire (entre 6 et 18 mois pour le groupe LASIK contre 3 mois pour le groupe POCKET), en sachant que la gêne occasionnée par la sécheresse oculaire peut encore être effective à 3 mois (flou visuel, irritations, éblouissement).

Dans notre étude, 5 principales plaintes fonctionnelles sont retrouvées plus fréquemment dans les 2 groupes que sont la sécheresse oculaire, la vision trouble, l'éblouissement ainsi que les halos lumineux et l'altération de la vision nocturne. Ces 2 dernières sont significativement plus importantes dans le groupe LASIK. Globalement, les patients du groupe POCKET présentent moins de plaintes. De plus elles sont de moindre intensité.

Nous expliquons assez aisément cette différence par le traitement photoablatif associé dans le groupe LASIK, de surcroît réalisé sur les 2 yeux, pourvoyeur de ce type d'effets indésirables.

En terme de sècheresse oculaire, ce pourquoi la technique POCKET a également été développée, nous constatons effectivement cette plainte moins fréquente (pour des sècheresses modérées à sévères) dans le groupe POCKET (36,4% contre 53,3% dans le groupe LASIK). Toutefois ce constat ne s'avère pas significatif dans notre analyse statistique. Ce symptôme (sècheresse modérée à sévère) est retrouvé de manière variable dans d'autres études : 75% à 6 mois<sup>112</sup> (Lasik et Kamra®), 9,4% à 3 ans<sup>103</sup> (Lasik et Kamra®) et 20% à 4 ans<sup>105</sup> (lasik et Kamra®).

La sécheresse oculaire est un des facteurs déterminants en terme de pronostic visuel car le patient ne profite plus des bienfaits du film lacrymal pour la lubrification, l'hydratation de l'épithélium et de son effet bénéfique sur la diminution des conséquences optiques de l'irrégularité de la face antérieure de la cornée. Elle génère et entretient ainsi la sensation de brûlure ou d'irritation, l'éblouissement et les halos ressentis par le patient.

Pour exemple, un patient du groupe POCKET avait une acuité visuelle monoculaire postopératoire à 6 mois nettement altérée par rapport aux autres patients (AVNC en VL de 0,4 logMAR, AVNC en VI de 0,5 logMAR, et AVNC en VP de 0, 5 logMAR). Le patient présentait une sècheresse sévère confirmée à l'examen au biomicroscope avec la mise en évidence d'une kératite ponctuée superficielle et d'un effondrement du BUT (Break up time test) qui de 12 secondes en préopératoire était passé à 5 secondes à 6 mois.

Il est bon de noter que cette fréquence est également biaisée par la prédominance de femmes dans notre étude (72,2% dans le groupe LASIK et 63,6% dans le groupe POCKET), également constatée dans d'autres séries<sup>112</sup>, qui nous le savons, sont plus enclin à la sècheresse oculaire dans cette tranche d'âge (au delà de 45 ans)<sup>116</sup>. Il est d'autant plus important de bien les informer des risques en préopératoire et de la nécessité de l'instillation rigoureuse pluriquotidienne de substituts lacrymaux sur plusieurs mois (3 à 6 mois minimum).

Il aurait été bon de quantifier toutefois toutes ces plaintes fonctionnelles en préopératoire à l'aide du même questionnaire car une partie est bien souvent déjà présent.

### 4.3. EFFICACITÉ

#### 4.3.1. *Équivalent sphérique ES*

L'analyse de l'évolution de l'ES pré et postopératoire n'a pu être réalisée que pour le groupe POCKET.

Nous avons constaté une modification significative ( $p < 0,001$ ) et une tendance à une hypermétropisation moyenne de 0,75 D, sans pour autant altérer les performances visuelles postopératoires moyennes.

En revanche, il est bon de préciser qu'un patient a même présenté un shift hypermétropique de + 2,25 D avec l'altération de son AVNC de loin, intermédiaire et de près avec un examen biomicroscopique normal (respectivement 0,5 ; 0,4 et 0,4 logMAR). Toutefois, il ne souhaitait pas une nouvelle intervention car n'était pas trop gêné en vision de loin du fait d'une bonne acuité visuelle binoculaire (de loin). Aussi, en cas de non amélioration et à la demande du patient nous serions peut être amenés à l'explanter.

Nous avons ainsi pu expliquer ce shift important par un effet d'aplatissement de la face antérieure de la cornée centrale objectivé à l'examen topographique. Cependant les mécanismes de ce type de changement restent à préciser.

Dexl et al.<sup>115</sup> décrivent également dans leur groupe POCKET de 24 yeux une tendance moyenne à l'hypermétropisation de 0,3 D et ont retrouvé un shift supérieur à 0,5 D chez 3 patients (ils ne précisent en revanche pas les valeurs exactes) sans explication évidente.

Dans la littérature, les autres études décrivant l'évolution de l'ES en pré et postopératoire n'étant basées que sur des sujets ayant eu un traitement combiné « Lasik-Kamra », nous ne pouvons prendre en compte leurs résultats car leur cas de shifts hypermétropiques peuvent également être liés à la photoablation laser.

Ainsi devant tous ces résultats, les -0,75 D, recommandés<sup>117,118</sup>, visés par la procédure LASIK avant l'implantation pour optimiser les performances de l'implant KAMRA devrait être reconsidérés. En effet ne serait-il pas préférable d'anticiper sur ce shift moyen de + 0,75 D pour ainsi viser -1,5 D afin d'obtenir -0,75 D après implantation ?

#### 4.3.2. Centrage de l'implant

Il a été établi par Artal et al.<sup>117,118</sup> que les meilleurs résultats sont obtenus lorsque le centrage de l'implant est proche du reflet cornéen de Purkinje en particulier en cas d'astigmatisme ou de légère myopie résiduels.

Malgré une certitude clinique, nous n'avons pas mis cette notion en évidence, de manière statistique, dans notre étude.

Dans notre étude nous avons constaté un meilleur centrage sur la ligne de visée (ou plutôt le point cornéen qui s'en approche le plus c'est à dire le reflet cornéen de Purkinje ou vertex), dans le groupe LASIK, malgré la perte de repère après le soulèvement du capot.

Cela va en l'encontre d'un autre avantage avancé pour la technique pocket qui permet de garder le repère du vertex tout au long de l'intervention facilitant ainsi le centrage de l'implant. Plusieurs hypothèses à ce constat :

- un centrage moins précis de la poche ?
- un déplacement de l'implant en postopératoire du fait d'une délamination instrumentale trop importante en peropératoire ?
- un nombre de cas étudié insuffisant pour être significatif ?

Ces hypothèses restent à être précisées.

Toutefois, aucun patient du groupe POCKET n'a nécessité d'un recentrage de l'implant contrairement au groupe LASIK dans lequel 2 repositionnements (11%) ont été nécessaires de façon précoce (moins d'1 mois) du fait d'une faible acuité visuelle aux différentes distances. Ces 2 patients présentaient à 1 an postopératoire une AVNC monoculaire de 0 logMAR de loin comme de près, pour l'un, et de 0,2 logMAR de loin, 0,1 logMAR de près pour le deuxième (AVNC binoculaire de 0 logMAR de loin et de près).

Dans la littérature, les quelques cas de repositionnement de ce type d'implant ont été également constatés dans des groupes LASIK (1%<sup>112</sup> et 6%<sup>103</sup>).

Ainsi malgré un moins bon positionnement sur le vertex dans le groupe POCKET, cette technique permet toutefois d'éviter ces déplacements importants nécessitant une reprise chirurgicale<sup>115</sup>.

Nous n'avons pas retrouvé de différence significative entre le centrage de l'implant sur le reflet de purkinje ou le centre pupillaire et l'AVNC de loin et de près.

Une étude sur une plus grande série sera nécessaire pour confirmer ou infirmer ces résultats.

Très prochainement, nous devrions voir arriver sur le marché des systèmes d'acquisition numériques, tel celui utilisé dans notre étude (Acutarget®), qui s'intégreront aux binoculaires utilisés lors des interventions. Tous les repères nécessaires à un bon centrage pourront être visualisés pendant l'intervention, qui seront de plus personnalisés, adaptés à l'œil de chaque patient.

#### **4.3.3.      *Acuité visuelle AV***

Dans notre étude nous retrouvons une courbe de récupération différente dans les 2 groupes pour la vision de loin et de près. En effet, quand on prend séparément les AVNC de loin et celles de près, comme l'a décrit Seyeddain et al.<sup>103</sup>, elles s'améliorent rapidement en postopératoire jusqu'à 3 mois pour s'infléchir et se stabiliser. Les auteurs suggéraient que cela pouvait se comprendre par l'amélioration du film lacrymal. On peut également évoquer la mise en place d'une certaine neuroadaptation.

Le groupe pocket présente une récupération plus rapide, en VP et VI, et voit son maximum d'acuité visuelle atteint à 1 mois postopératoire. Dexl et al.<sup>115</sup> décrivent le même type de récupération et avancent que la réalisation d'une poche au lieu d'un capot altère moins les terminaisons nerveuses, et que la plus faible épaisseur de la dernière génération du Kamra modifiait moins la face antérieure de la cornée que les générations précédentes (5 µm contre 10 µm).

Quand on regarde la proportion de patients alliant une bonne acuité visuelle non corrigée de loin et de près dans les 2 groupes on ne retrouve pas de différence significative, que ce soit en mono ou en binoculaire.

Ainsi à 3 mois postopératoire, la proportion de patients associant une AVNC de loin et une AVNC de près est :

- supérieure ou égale à 7/10<sup>e</sup> P2 (< 0,2 logMAR)
  - dans le groupe LASIK en monoculaire de 64,7% et de 88,2% en binoculaire,
  - dans le groupe POCKET en monoculaire de 63,6% et de 72,7% en binoculaire.
- supérieure ou égale à 5/10<sup>e</sup> P3 (< 0,3 logMAR)
  - dans le groupe LASIK en monoculaire de 76,5% et de 88,2% en binoculaire,
  - dans le groupe POCKET en monoculaire de 81,8% et de 91,9% en binoculaire.

Ces données sont équivalentes à celles retrouvées dans la littérature.

#### **4.3.4. Vision du relief**

La technique de monovision, « œil de loin et un œil de près », présente les désavantages d'altérer de manière significative la vision stéréoscopique <sup>119</sup>, à partir de 0,75 D de différence entre les 2 yeux, et d'altérer également la capacité de discrimination <sup>86</sup> du système visuel .

Notre étude ainsi que celle de Hoopes et al. (présentation ARVO 2012) n'ont pas constaté ces types d'altérations avec l'implant Kamra®.

#### **4.3.5. Suivi ophtalmologique du patient implanté et prise en charge de la cataracte**

Nous avons réalisé également d'autres examens (autres que ceux déjà abordés) en postopératoire chez certains de nos patients mais de manière anecdotique, d'une part car ils présentaient tous un ophtalmologue traitant (qui s'assure de réaliser leur contrôle habituel, en dehors des contrôles postopératoires) et d'autre part tous ces types d'examen, s'ils étaient nécessaires, avaient été réalisés en préopératoire pour s'assurer de l'absence de contre-indication au traitement.

De ce fait, nous n'avons pas une expérience aguerrie sur les explorations dans le cadre de pathologie glaucomateuse, cristallinienne, ou rétinienne.

Dexl et al. ont réalisé une batterie d'examens complémentaires en ce sens à 10 patients (sur leur série de 32 patients) pour évaluer la qualité de la surveillance ophtalmologique à plus long terme.

Pour l'exploration de pathologies glaucomateuses, ils ont pu réaliser sans trop de difficultés :

- un examen au fond d'œil de la papille optique
- un examen gonioscopique complet,
- des captures numériques de la couche des fibres nerveuses rétinienne (pôle postérieur) ainsi que de la tête du nerf optique.

Ils ont également réalisé des champs visuels de type Humphrey 24.2 car l'ouverture angulaire du diamètre interne de l'implant est de l'ordre de 13° et celui du diamètre externe de l'ordre de 30°. Ils ont ainsi pu constater une diminution globale annulaire de la sensibilité au contraste (diminution du MD ou mean deviation) en comparaison avec les valeurs d'une population du même âge (liée à la forme de l'implant) toutefois sans diminution focale significative (PSD ou *pattern standard deviation*).

Ces résultats sont meilleurs que ceux attendus en théorie pour cet implant. Les auteurs l'expliquent grâce à la neuroadaptation, à la capacité du tissu rétinien et du système visuel à optimiser un stimulus lumineux moins intense.

Pour l'exploration rétinienne, ils précisent que l'utilisation d'une lentille grand champ pour l'exploration au fond d'œil de la périphérie rétinienne est délicate, mais, elle est tout à fait réalisable à l'aide de lentille à champ moins large (type 90 D). Par ailleurs, l'examen OCT et l'acquisition de rétinoscopes du pôle postérieur sont également compatibles avec l'implant Kamra®.

Yilmaz et al. au cours de leur étude de 4 ans, ont constaté la survenue d'une cataracte chez 5 patients sur 39 (12,8%) et ont déjà réalisé une phacoexérèse chez 2 d'entre eux sans le besoin d'explanter l'inlay avec un très bon résultat postopératoire à court terme.

Il est difficile de penser que cela soit réalisable, tout aussi aisément qu'avec une excellente visibilité, mais cela démontre la faisabilité du geste.

## 5. CONCLUSION

Dans l'arsenal thérapeutique chirurgical disponible pour la correction de la presbytie, en dehors des implants intraoculaires multifocaux qui présentent de meilleures performances visuels, l'utilisation d'un implant intracornéen basé sur le principe du sténopé est une solution simple, efficace, sûre, et reproductible pour la prise en charge des patients emmétropes-presbytes chez qui les solutions thérapeutiques sont souvent limitées. Ce traitement peut être complémentaire au traitement d'une amétropie par la réalisation préalable d'une procédure de type lasik.

L'implant Kamra® a reçu le marquage CE (certification européenne) en 2005, mais, est toujours en cours d'évaluation aux États Unis pour l'obtention de la validation FDA (Food and Drug Administration).

Ce traitement présente plusieurs avantages :

- une technique chirurgicale « extraoculaire » (opposé à la chirurgie intraoculaire pourvoyeuse de complications potentielles graves)
- le fait de pouvoir être utilisé chez de nombreux patients presbytes (emmétropes et amétropes),
- une répercussion moins importante sur la sensibilité au contraste que les traitements multifocaux bilatéraux,
- permet d'améliorer de manière significative l'acuité visuelle non corrigée mono et binoculaire en vision intermédiaire et en vision de près,
- sans ou peu d'altération de la vision de loin et de la vision du relief contrairement au traitement monovision,
- sa réversibilité avec un retour ad-integrum.

Les facteurs principaux influençant la qualité de résultat, comme tous types de traitement à visée réfractifs, sont : la bonne gestion de l'équivalent sphérique postopératoire visé, la réalisation en peropératoire d'un parfait centrage de l'implant, et enfin le bon dépistage (préopératoire) et la bonne gestion (postopératoire) d'une sécheresse oculaire.



Au vu des résultats cela reste cependant une technique perfectible qui ne doit être proposée que chez des patients bien sélectionnés et bien informés des complications, effets indésirables relativement fréquents (sècheresse, floue, halos, éblouissement, altération de la vision nocturne), et des limites visuelles potentielles.

Toutefois dans l'arsenal thérapeutique chirurgical disponible pour la correction de la presbytie, en dehors des implants intraoculaires multifocaux qui présentent de meilleures performances visuels, l'implantation d'un inlay sténopéique, tel que l'implant Kamra® (Acufocus), sur l'œil dominé, reste un traitement simple, efficace, sûr, et reproductible.

Tous ces résultats nécessitent la confrontation de résultats multicentriques sur un effectif plus important et suivi à plus long terme pour plus de crédit, ce que tente de réaliser actuellement la société Acufocus® afin d'obtenir l'accord FDA.

# BIBLIOGRAPHIE

---

1. Cochener B, Albou-Ganem C, Renard G. Presbytie. ELSEVIER-MASSON
2. Insee. <http://www.recensement-2012.insee.fr>.
3. <http://www.geteyesmart.org/eyesmart/>.
4. Dandona L, Dandona R. What is the global burden of visual impairment? BMC Med. 2006;4:6.
5. Bourne R, Price H, Stevens G, GBD Vision Loss Expert Group. Global burden of visual impairment and blindness. Arch. Ophthalmol. 2012;130(5):645–647.
6. CREDOC. Les attentes des salariés et des employeurs en matière de prévoyance et de complémentaire santé. 9<sup>e</sup> édition du baromètre des institutions de prévoyance. CTIP, CREDOC, Paris, 2011.
7. Nishida T. Cornea. In: Krachmer JH, Mannis MJ, Holland EJ, eds, Cornea; Fundamentals of Cornea and External Disease. St Louis, MO, Mosby, 1997. 1997:1–1.
8. Pouliquen Y. Précis d'ophtalmologie. 1984.
9. Chow CY, Gilbard JP. Tear film. In : Krachmer JH, Mannis MJ, Holland EJ eds. Cornea. St Louis : Mosby, 1997.
10. Kantelip B, Creusot-Garcher C. Anatomie fonctionnelle de la conjonctive. In : Hoang-Xuan T éd. Inflammation chronique de la conjonctive. Rapport annuel, nov 1998. Bull Soc Ophtalmol [Fr] 1998.
11. Kepler J. Ad Vitellionem Paralipomena, quibus astronomiae pars optica traditur. Frankfurt, 1604 [Les fondements de l'optique moderne, Paralipomènes à Vitellion. Vrin, Paris, 1980.
12. Kepler J. Dioptricae. Augsbourg, 1611.
13. Descartes R. Dioptrice. Lugdunum Batavorum, 1637.
14. Donders RC. Winke Betreffend den Gebrauch und die Wahl des Brillen. Archiv für Ophthalm, 1858 ; 4 : 286-300.
15. Helmholtz H. Optique physiologique. Trad. E. Javal et N.Th. Klein. Victor Masson et fils, Paris, 1867.
16. Schachar R.A. Cause and treatment of presbyopia with a method for increasing the amplitude of accommodation. Ann Ophthalmol, 1992 ; 24 : 445-7.
17. Hanssen E., Franc S., Garrone R. Fibrillin-rich microfibrils: structural modifications during ageing in normal human zonule. J Submicrosc Cytol Pathol, 1998 ; 30 : 365-9.

18. Takei Y., Smelser G.K. Electron microscopic studies on zonular fibers. II. Changes of the zonular fibers after the treatment with collagenase, alpha-chymotrypsin and hyaluronidase. *Albrecht Von Graefes Arch Klin Exp Ophthalmol*, 1975 ; 194 : 153-73.
19. Duane A. Normal values of the accommodation at all ages. *JAMA*, 1912 ; LIX : 1010-3.
20. Anderson H.A., Hentz G., Glasser A. et al. Minus-lens-stimulated accommodative amplitude decreases sigmoidally with age: a study of objectively measured accommodative amplitudes from age 3. *Invest Ophthalmol Vis Sci*, 2008 ; 49 : 2919-26.
21. Baikoff G., Lutun E., Ferraz C., Wei J. Static and dynamic analysis of the anterior segment with optical coherence tomography. *J Cataract Refract Surg*, 2004 ; 30 : 1843-50.
22. Baikoff G., Lutun E., Ferraz C., Wei J. Analyse du segment antérieur de l'œil avec un tomographe à cohérence optique. Étude statique et dynamique. *J Fr Ophtalmol*, 2005 ; 28 : 343-52.
23. Brookman K.E. Ocular accommodation in human infants. *Am J Optom Physiol Opt*, 1983 ; 60 : 91-9.
24. Duane A. An attempt to determine the normal range of accommodation at various ages, being a revision of Donder's experiments. *Trans Am Ophthalmol Soc*, 1908 ; 11 : 634-41.
25. Hamasaki D., Ong J., Marg E. The amplitude of accommodation in presbyopia. *Am J Optom Arch Am Acad Optom*, 1956 ; 33 : 3-14.
26. Atchison DA, Charman WN. Influences of reference plane and direction of measurement on eye aberration measurement. *J Opt Soc Am A Opt Image Sci Vis*. 2005;22(12):2589–2597.
27. Atchison DA, Charman WN, Woods RL. Subjective depth-of-focus of the eye. *Optom Vis Sci*. 1997;74(7):511–520.
28. Wang B, Ciuffreda KJ. Depth-of-focus of the human eye in the near retinal periphery. *Vision Research*. 2004;44(11):1115–1125.
29. Ciuffreda KJ, Wang B, Vasudevan B. Depth-of-focus: control system implications. *Comput. Biol. Med*. 2007; 37(7):919–923.
30. Oshima S. Studies on the depth-of-focus of the eye. *Japan Journal of Ophthalmology*; 1958.
31. Campbell FW. The depth of field of the human eye. *Journal of Modern Optics*. 1957.
32. Stiles WS, Crawford BH. The luminous efficiency of rays entering the eye pupil at different points. 1933.
33. Artal PP. Incorporation of directional effects of the retina into computations of optical transfer functions of human eyes. *J Opt Soc Am A*. 1989;6(12):1941–1944.

34. Atchison DA, Guo H, Charman WN, Fisher SW. Blur limits for defocus, astigmatism and trefoil. Vision Research. 2009.
35. Yi F, Iskander DR, Collins MJ. Estimation of the depth of focus from wavefront measurements. Journal of Vision. 2010; 10(4):3.1–9.
36. Charman WN, Walsh G. Retinal image quality with different designs of bifocal contact lens. Journal of the British Contact Lens Association. 1986.
37. Lakshminarayanan VV, Calvo MLM. Incoherent spatial impulse response in variable-cross-section photoreceptors and frequency-domain analysis. J Opt Soc Am A Opt Image Sci Vis. 1995; 12(10):2339–2347.
38. Thibos LNL, Ye MM, Zhang XX, Bradley AA. Spherical aberration of the reduced schematic eye with elliptical refracting surface. Optom Vis Sci. 1997; 74(7):548–556.
39. Gatinel D, Delair E, Abi-Farah H, Hoang-Xuan T. [Distribution and enantiomorphism of higher-order ocular optical aberrations]. Journal Français d'Ophtalmologie. 2005; 28(10):1041–1050.
40. Gatinel DD, Haouat MM, Hoang-Xuan TT. [A review of mathematical descriptors of corneal asphericity]. Journal Français d'Ophtalmologie. 2001; 25(1):81–90.
41. Greenbaum S. Cost-benefit analysis of multifocal IOLs versus monovision pseudophakia. J Cataract Refract Surg, 2009 ; 35 : 614.
42. Ayoubi M.G., Leccisotti A., Goodall E.A. et al. Femtosecond laser in situ keratomileusis versus conductive keratoplasty to obtain monovision in patients with emmetropic presbyopia. J Cataract Refract Surg, 2010 ; 36 : 997-1002.
43. Reinstein D.Z., Archer T.J., Gobbe M. LASIK for myopic astigmatism and presbyopia using non-linear aspheric micro-monovision with the Carl Zeiss Meditec MEL 80 platform. J Refract Surg, 2011 ; 27 : 23-37.
44. Franchini A., Caporossi O., Franchini I. Pseudophakic monovision vs bilateral multifocal IOLs implantation: clinical results. ASCRS, 2010.
45. Reinstein D.Z., Couch D.G., Archer T.J. LASIK for hyperopic astigmatism and presbyopia using micro-monovision with the Carl Zeiss Meditec MEL80 platform. J Refract Surg, 2009 ; 25 : 37-58.
46. Jain S., Arora I., Azar D.T. Success of monovision in presbyopes: review of the literature and potential applications to refractive surgery. Surv Ophthalmol, 1996 ; 40 : 491-9.
47. Jain S., Ou R., Azar D.T. Monovision outcomes in presbyopic individuals after refractive surgery. Ophthalmology, 2001 ; 108 : 1430-3.

48. Ito M., Shimizu K. Reading ability with pseudophakic monovision and with refractive multifocal intraocular lenses: comparative study. *J Cataract Refract Surg*, 2009 ; 35 : 1501-4.
49. Ito M., Shimizu K., Amano R., Handa T. Assessment of visual performance in pseudophakic monovision. *J Cataract Refract Surg*, 2009 ; 35 : 710-4.
50. Fawcett S.L., Herman W.K., Alfieri C.D. et al. Stereoacuity and foveal fusion in adults with long-standing surgical monovision. *J AAPOS*, 2001 ; 5 : 342-7.
51. Stanojcic N., Wilkins M., Bunce C., Ionides A. Visual fields in patients with multifocal intraocular lens implants and monovision: an exploratory study. *Eye(Lond)*, 2010 ; 24 : 1645-51.
52. Chapman G.J., Vale A., Buckley J. et al. Adaptive gait changes in long-term wearers of contact lens monovision correction. *Ophthalmic Physiol Opt*, 2010 ; 30 : 281-8.
53. Chu B.S., Wood J.M., Collins M.J. The effect of presbyopic vision corrections on nighttime driving performance. *Invest Ophthalmol Vis Sci*, 2010 ; 51 : 4861-6.
54. Gatinel D. Multifocal corneal surgery for presbyopes. In : *Refractive surgery*, 2nd Edition, Azar DT, Gatinel D, Hoang-Xuan T. Elsevier Mosby, 2006 : pp. 483-490.
55. Li Y.J., Choi J.A., Kim H. et al. Changes in ocular wavefront aberrations and retinal image quality with objective accommodation. *J Cataract Refract Surg*, 2011 ; 37 : 835-41.
56. Cretin-Maitenaz B. Multifocal lens having a locally variable power. US Patent 2,869,422. 1959.
57. Meister D.J., Fisher S.W. Progress in the spectacle correction of presbyopia. Part 1: Design and development of progressive lenses. *Clin Exp Optom*, 2008 ; 91 : 240-50.
58. Colin J., Robinet A., Cochener B. Retinal detachment after clear lens extraction for high myopia: seven-year follow-up. *Ophthalmology*, 1999 ; 106 : 2281-4.
59. Alió J.L., Chaubard J.-J., Caliz A. et al. Correction of presbyopia by technovision central multifocal LASIK (presbyLASIK). *J Refract Surg*, 2006 ; 22 : 453-60.
60. Becker K.A., Jaksche A., Holz F.G. [PresbyLASIK: Treatment approaches with the excimer laser.] *Ophthalmologie*, 2006 ; 103 : 667-72.
61. Jackson W.B., Tuan K.M., Mintsoulis G. Aspheric wavefront-guided LASIK to treat hyperopic presbyopia: 12-month results with the VISX platform. *J Refract Surg*, 2011 ; 27 : 519-29.
62. Telandro A. Pseudo-accommodative cornea: a new concept for correction of presbyopia. *J Refract Surg*, 2004 ; 20 : S714-7.
63. Hersh P. Optics of conductive keratoplasty: implications for presbyopia management. *Trans Am Ophthalmol Soc*, 2005 ; 103 : 412-56.

64. McDonald M., Durrie D., Asbell P. et al. Treatment of presbyopia with conductive keratoplasty. Six-month results of the 1-year United States FDA clinical trial. *Cornea*, 2004 ; 23 : 661-8.
65. McCarey B.E., Storie B.R., VanRij G., Khingth P.M. Refractive predictability of myopic hydrogel intracorneal lenses in nonhuman primates eyes. *Arch Ophthalmol*, 1990 ; 108 : 1310-5.
66. Bouzoukis DI, Kymionis GD, Panagopoulou SI, et al. Visual Outcomes and Safety of a Small Diameter Intrastromal Refractive Inlay for the Corneal Compensation of Presbyopia. *J Refract Surg*. 2012;1–6.
67. Barraquer J.I. Refractive keratoplasty. *Este Inf Oftal*, 1949 ; 2 : 10-30.
68. Knowles W.F. Effect of intralamellar plastic membranes on corneal physiology. *Am Journal Ophthalmol*, 1961 ; 51 : 274-6.
69. Binder P.S., Deg J.K., Zavala E.Y., Grossman R.G. Hydrogel keratophakia in non-human primates. *Curr Eye Res*, 1981-82 ; 1 : 535.
70. Barraquer J.I. Modification of refraction by means of intracorneal inclusions. *Int Ophthalmol Clin*, 1966 ; 8 : 53-78.
71. Choyce D.P. Management of endothelial corneal dystrophy with acrylic corneal inlays. *Brit J Ophthalmol*, 1965 ; 49 : 432-40.
72. McDonald M.B., McCarey B.E., Storie B. et al. Assessment of the long-term corneal response to hydrogel intrastromal lenses implanted in monkey eyes for up to five years. *J Cataract Refract Surg*, 1993 ; 19 : 213-22.
73. Pande M., Hillman J.S. Optical zone centration in keratorefractive surgery. Entrance pupil center, visual axis, coaxially sighted corneal reflex, or geometric corneal center? *Ophthalmology*, 1993 ; 100 : 1230-7.
74. Lane S.L., Lindstrom R.L., Cameron J.D. et al. Polysulfone corneal lenses. *J Cataract Refract Surg*, 1986 ; 12 : 50-60.
75. Laroche L. Les lentilles intracornéennes synthétiques. *Ophtalmologie*, 1992 ; 6 : 255-61.
76. Samples J.R., Binder P.S., Zavala E.Y. et al. Morphology of hydrogel implants used for refractive keratoplasty. *Ophthalmol Vis Sci*, 1984 ; 25 : 843-50.
77. Alió JL, Mulet ME, Zapata LF, Vidal MT, De Rojas V, Javaloy J. Intracorneal inlay complicated by intrastromal epithelial opacification. *Arch Ophthalmol*. 2004; 122(10):1441-1446.
78. Kanno M, Kawakami H, Nagaoka S, Kubota S. Biocompatibility of fluorinated polyimide. *J Biomed Mater Res* 2002; 60:53–60.

79. Schmack WH, Gerstmeyer K. Long-term results of the foldable CeeOn Edge intraocular lens. *J Cataract Refract Surg* 2000; 26:1172–1175.
80. Dexl AK, Seyeddain O, Riha W, Hohensinn M, Hitzl W, Grabner G. Reading performance after implantation of a small-aperture corneal inlay for the surgical correction of presbyopia: Two-year follow-up. *Journal of Cataract & Refractive Surgery*. 2011;37(3):525–531.
81. Sagi D. Perceptual learning in vision research. *Vision Res*, 2011 ; 51 : 1552-66.
82. Zalevsky Z., Ben Yaish S., Zlotnik A. et al. Cortical adaptation and visual enhancement. *Opt Lett*, 2010 ; 35 : 3066-8.
83. Rajeev N, Metha A. Enhanced contrast sensitivity confirms active compensation in blur adaptation. *Invest Ophthalmol Vis Sci*, 2010 ; 51 : 1242-6.
84. Polat U. Making perceptual learning practical to improve visual functions. *Vision Res*, 2009 ; 49 : 2566-73.
85. Saragoussi JJ. Presbyopia surgery : principles and current indications.
86. Alarcón A, Anera RG, Villa C, Jiménez del Barco L, Gutierrez R. Visual quality after monovision correction by laser in situ keratomileusis in presbyopic patients. *Journal of Cataract & Refractive Surgery*. 2011; 37(9):1629–1635.
87. Ogle K. Ocular dominance and binocular retinal rivalry. In : *The eye*. H. Davson (ed.). Academic Press, New York, 1962 : 409-17.
88. Evans B.J.W. Monovision: a review. *Ophthalmol Physiol Opt*, 2007 ; 27 : 417-39.
89. Charnwood L. Observations on ocular dominance. *Optician*, 1949 ; 118 : 85-96.
90. Meyler J. Presbyopia. In : *Contact Lens Practice*. N. Efron (ed.). Butterworth-Heinemann, Oxford, 2010 : 252-65.
91. McDonnell PJ, Lee P, Spritzer K, Lindblad AS, Hays RD. Associations of presbyopia with vision-targeted health-related quality of life. *Arch Ophthalmol*. 2003;121(11):1577-1581.
92. Sanders DR, Sanders ML. Tetraflex Presbyopic IOL Study Group. US FDA clinical trial of the Tetraflex potentially accommodating IOL: comparison to concurrent age-matched monofocal controls. *J Refract Surg* 2010; 26:723–730.
93. Harman FE, Maling S, Kampougeris G, Langan L, Khan I, Lee N, Bloom PA. Comparing the 1CU accommodative, multifocal, and monofocal intraocular lenses; a randomized trial. *Ophthalmology* 2008; 115:993–1001.

94. Pepose JS, Qazi MA, Davies J, Doane JF, Loden JC, Sivalingham V, Mahmoud AM. Visual performance of patients with bilateral vs combination Crystalens, ReZoom, and ReSTOR intraocular lens implants. *Am J Ophthalmol* 2007; 144:347–357.
95. Kelkar A, Kelkar J, Amuaku W, Kelkar U, Shaikh A. How to prevent endophthalmitis in cataract surgeries? *Indian J Ophthalmol* 2008; 56:403–407..
96. Marcos S, Moreno E, Navarro R. The depth-of-field of the human eye from objective and subjective measurements. *Vision Research*. 1999;39(12):2039–2049.
97. Acufocus, Inc., Irvine, California, USA. Data on file.
98. Sweeney DF, Vannas A, Hughes TC, et al. Synthetic corneal inlays. *Clin Exp Optom*. 2008;91(1):56–66.
99. Barraquer JI. Queratomileusis para la correccion de la miopia. *Arch Soc Am Oftalmol Optom* 1964; 5:27–48.
100. Lindstrom RL, Cameron JD, Thomas RH, Mindrup EA, Waring GO III, McCarey BE, Binder PS. Polysulfone intracorneal lenses. *J Cataract Refract Surg* 1986; 12:50–60.
101. Maurice DM. Nutritional aspects of corneal grafts and prostheses. In: Raycoft PV, ed, *Corneo-Plastic Surgery: Proceedings of the Second International Corneo-Plastic Conference*, London, 1967. New York, NY, Pergamon Press, 1969; 197–207.
102. Silvestrini TA, Pinsky PM, Christie B. Analysis of Glucose Diffusion Across the Acufocus Corneal Inlay Using a Finite Element Method. *ARVO Meeting Abstracts*. 2005; 46(5):2195.
103. Seyeddain O, Hohensinn M, Riha W, et al. Small-aperture corneal inlay for the correction of presbyopia: 3-year follow-up. *Journal of Cataract & Refractive Surgery*. 2012; 38(1):35–45.
104. Dexl AK, Ruckhofer J, Riha W, et al. Central and peripheral corneal iron deposits after implantation of a small-aperture corneal inlay for correction of presbyopia. *J Refract Surg*. 2011;27(12):876–880.
105. Yılmaz ÖF, Alagöz N, Pekel G, et al. Intracorneal inlay to correct presbyopia: Long-term results. *Journal of Cataract & Refractive Surgery*. 2011; 37(7):1275–1281.
106. Mulet ME, Alió JL, Knorz MC. Hydrogel intracorneal inlays for the correction of hyperopia: outcomes and complications after 5 years of follow-up. *Ophthalmology*. 2009; 116(8):1455-1460.
107. Ruckhofer J, Twa MD, Schanzlin DJ. Clinical characteristics of lamellar channel deposits after implantation of Intacs. *J Cataract Refract Surg* 2000; 26:1473–1479.
108. Mulet ME, Alió JL, Knorz MC. Hydrogel intracorneal inlays for the correction of hyperopia: outcomes and complications after 5 years of follow-up. *Ophthalmology*. 2009;116(8):1455-1460.



109. Ismail MM. Correction of hyperopia by intracorneal lenses; two- year follow-up. *J Cataract Refract Surg* 2006; 32:1657–1660.
110. Lindsey SS, McCulley JP, Cavanagh HD, Verity SM, Bowman RW, Petroll M. Prospective evaluation of PermaVision intracorenal implants using in vivo confocal microscopy. *J Refract Surg* 2007; 23:410–413.
111. Seyeddain O, Riha W, Hohensinn M, Nix G, Dexl AK, Grabner G. Refractive surgical correction of presbyopia with the AcuFocus small aperture corneal inlay: two-year follow-up. *J Refract Surg.* 2010;26(10):707–715.
112. Tomita M, Kanamori T, Waring GO IV, et al. Simultaneous corneal inlay implantation and laser in situ keratomileusis for presbyopia in patients with hyperopia, myopia, or emmetropia: Six-month results. *Journal of Cataract & Refractive Surgery.* 2012;38(3):495–506.
113. Larrea X, De Courten C, Feingold V, Burger J, Büchler P. Oxygen and glucose distribution after intracorneal lens implantation. *Optom Vis Sci.* 2007;84(12):1074-1081.
114. Bouzoukis DI, Kymionis GD, Limnopoulou AN, Kounis GA, Pallikaris IG. Femtosecond laser-assisted corneal pocket creation using a mask for inlay implantation. *J Refract Surg.* 2011;27(11):818–820.
115. Dexl AK, Seyeddain O, Riha W, et al. One-year visual outcomes and patient satisfaction after surgical correction of presbyopia with an intracorneal inlay of a new design. *Journal of Cataract & Refractive Surgery.* 2012;38(2):262–269.
116. Schaumberg DA, Sullivan DA, Buring JE, Dana MR. Prevalence of dry eye syndrome among US women. *Am J Ophthalmol* 2003; 136:318–326.
117. Tabernero J, Schwarz C, Fernandez EJ, Artal P. Binocular visual simulation of a corneal inlay to increase depth of focus. *Invest. Ophthalmol. Vis. Sci.* 2011;52(8):5273–5277.
118. Tabernero J, Artal P. Optical modeling of a corneal inlay in real eyes to increase depth of focus: Optimum centration and residual defocus. *Journal of Cataract & Refractive Surgery.* 2012; 38(2):270–277.
119. Durrie DS. The effect of different monovision contact lens powers on the visual function of emmetropic presbyopic patients (an American Ophthalmological Society thesis). *Trans Am Ophthalmol Soc.* 2006; 104:366–401.

# ANNEXE 1

---

Veillez trouver le détails des critères d'inclusion et d'exclusion des 2 groupes LASIK et POCKET.

## 1. CRITÈRES D'INCLUSION :

Les critères d'inclusion pour cette étude sont :

### 1.1. *Groupe LASIK :*

- Patients presbytes de plus de 45 ans.
- Amétropes ou emmétropes.
- Présentant une acuité visuelle de près, après correction de la vision de loin, inférieure à P3 ou 0,3 logMAR.
- Une pachymétrie centrale supérieure à 500  $\mu\text{m}$ .

### 1.2. *Groupe POCKET :*

- patients presbytes de plus de 45 ans.
- présentant une acuité visuelle non corrigée de près supérieure ou égale à 0,3 logMAR ou P3 en échelle de Parinaud.
- Emmétrope avec une réfraction après cycloplégie retrouvant un équivalent sphérique de plus ou moins 0,50 D.
- Une pachymétrie centrale supérieure 500  $\mu\text{m}$ .

## 2. CRITÈRES D'EXCLUSION :

Les critères d'exclusion pour cette étude sont :

### 2.1. *Groupe LASIK :*

- La présence d'une pathologie du segment antérieur ou postérieur.
- Des antécédents de chirurgie oculaire.
- La présence d'un terrain d'auto-immunité.

- Les patients ayant des traitements systémiques pouvant avoir des effets secondaires oculaires.
- Une réfraction avec :
  - Une sphère supérieure à plus ou moins 6 D,
  - Un cylindre supérieur à 3 D.

## 2.2. Groupe *POCKET* :

- La présence d'une pathologie du segment antérieur ou postérieur.
- Des antécédents de chirurgie oculaire.
- La présence d'un terrain d'auto-immunité.
- Les patients ayant des traitements systémiques pouvant avoir des effets secondaires oculaires.
- Les patients présentant une hypermétropie latente, définie par une différence d'au moins 1 D entre les réfractions manifestes (après brouillage) et après cycloplégie.
- La présence d'un astigmatisme supérieur à 0,5 D.

## ANNEXE 2

---

TABLEAU D'ÉQUIVALENCE ENTRE LES DIFFÉRENTES ÉCHELLES D'ACUITÉ VISUELLE :

logMAR	PARINAUD	EQ MONOYER
0	P 1,5	9 à 10/10e
0,1		7 à 8/10e
0,2	P 2	6/10e
0,3		5/10e
0,4	P 3	4/10e
0,5	P 4	3,2/10e
0,6	P 5	2,5/10e